

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
der Philipps-Universität Marburg  
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

Referent Prof. Dr. Leo Gotzen  
(endgültige Betreuung und gutachterliche Bewertung  
Prof. Dr. Michael Schnabel)

**Biomechanische Studie an porkinen Testpräparaten zur tibialen  
Frontcross Fixation des Patellarsehentransplantates (BTB) zum  
vorderen Kreuzbandersatz in transtendinöser und extratendinöser  
Technik mit bovinen Kompaktapins (CB-Pins)**

Inaugural Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich Humanmedizin der  
Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt

von

Stefan Tuschen aus Iserlohn

Marburg, 2011

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps Universität Marburg am 24.2.11

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Matthias Rothmund

Referent: Prof. Dr. Michael Schnabel

Koreferent: Prof. Dr. Jan Schmitt

Meinen Eltern und meiner Frau in Liebe und Dankbarkeit

1	Einleitung .....	1
1.1	Epidemiologie und Verlauf der vorderen Kreuzbandruptur .....	1
1.2	Bedeutung der Transplantatfixation für die Nachbehandlung .....	2
1.3	Konzepte der Transplantatfixation .....	4
1.4	Anforderungen an ein Fixationssystem .....	8
1.5	Bioresorbierbare Implantate in der Kreuzbandchirurgie .....	10
1.5.1	Implantate aus bioresorbierbaren Polymeren .....	10
1.5.2	Implantate aus Knochenkompakta .....	12
1.6	Modelle zur biomechanischen Untersuchung der initialen Transplantatfixation nach VKB-Ersatz .....	14
1.7	Zielsetzung der Arbeit .....	15
2	Material und Methodik .....	17
2.1	Verwendete Kompaktapins .....	17
2.2	Präparation der porkinen Bone-Tendon-Bone Transplantate und Tibiae .....	18
2.3	Verwendete Messgeräte .....	19
2.4	Instrumentarium zur Implantation der Kompaktapins .....	20
2.5	Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 - und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell .....	23
2.6	Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Pins in Abhängigkeit vom dorsalen Bohrkanalabstand .....	24
2.7	Untersuchung zur Zugfestigkeit von porkinen BTB-Transplantaten bei transtendinösen Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins .....	26
2.8	Untersuchung zur Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB 4 und CB 5 Kompaktapins .....	29
2.9	Untersuchung zur Transplantatfixation in Transcross Fixation mit zwei CB 2,7, CB 3,0 oder CB 3,5 Pins .....	37
2.10	Statistische Auswertung .....	38
3	Ergebnisse: .....	40
3.1	Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 - und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell .....	40
3.2	Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Pins in Abhängigkeit vom dorsalen Bohrkanalabstand .....	41
3.3	Untersuchung zur Zugfestigkeit von porkinen BTB-Transplantaten bei transtendinösen Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins .....	42

3.4	Untersuchung zur Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB 4 und CB 5	
	Kompaktapins .....	45
3.4.1	Maximale Haltekraft .....	45
3.4.2	Versagensmodus .....	47
3.4.3	Steifigkeit.....	50
3.5	Untersuchung zur Transplantatfixation in Transcross Fixation mit zwei CB 2,7, CB 3,0 oder CB 3,5 Pins.....	55
4	Diskussion .....	58
4.1	Vorteile bioresorbierbarer Implantate in der Kreuzbandchirurgie .....	58
4.2	Fixationssysteme aus Knochenkompakta.....	59
4.3	Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell .....	60
4.3.1	Bewertung der Ergebnisse in Bezug auf Einsatz von Kompaktapins in der Transplantatfixation .....	60
4.3.2	Anisotrope Eigenschaften von Knochenkompakta.....	62
4.3.3	Biomechanische Zuordnung des Versuchsmodells .....	64
4.4	Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Kompaktapins in Abhängigkeit von dem dorsalen Bohrkanalabstand .....	64
4.4.1	Bewertung der Versuchsergebnisse .....	64
4.4.2	Das Kniegelenk des Schweins als Versuchsmodell.....	65
4.5	Untersuchung von porkinen BTB Transplantaten bei transtendinöser Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins.....	66
4.5.1	Einfluss der Faserausrichtung des BTB-Transplantates.....	66
4.5.2	Literaturvergleich des Versuchsaufbaus.....	67
4.5.3	Einfluss der Messgeschwindigkeit auf die Versuchsergebnisse .....	70
4.6	Untersuchung zur BTB-Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins .....	72
4.6.1	Bewertung der Versuchsergebnisse .....	72
4.6.2	Vergleich der Frontcross Fixation mit verfügbaren Fixationssystemen.....	74
4.6.3	Die Steifigkeit als wichtiger Parameter eines Fixationssystems .....	77
4.7	Untersuchung zur Transplantatfixation mit zwei CB 2,7, 3,0 und CB 3,5 Kompaktapins .....	81
5	Zusammenfassung .....	84
	Literaturverzeichnis.....	86

# 1 Einleitung

## 1.1 Epidemiologie und Verlauf der vorderen Kreuzbandruptur

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) stellt die häufigste Bandverletzung des Kniegelenkes dar (77, 85, 89). In den USA kommt es zu schätzungsweise 150.000 neu auftretenden Verletzungen pro Jahr, Die Inzidenz beträgt 1 Ruptur je 3000 Einwohner (89, 169, 258). Man rechnet mit einem Aufkommen von mehr als 100.000 operativen Versorgung pro Jahr (47, 85). Für Deutschland rechnet Gotzen mit mehr als 30.000 jährlich neu auftretenden Kniebandverletzungen bei steigender Inzidenz durch eine veränderte Sport- und Freizeitgestaltung in den letzten zwei Jahrzehnten (67, 98, 131, 177).

Das vordere Kreuzband wirkt funktionell hauptsächlich als primärer Stabilisator einer ventralen Translation der Tibia gegenüber dem Femur (2, 57, 90, 96). Nur ca. 15 % der einwirkenden Kräfte werden durch sekundäre Stabilisatoren wie Traktus Iliotibialis, mediales und laterales Kollateralband und die mediale und laterale Kapsel absorbiert (57). Furman konnte zusätzlich eine sekundäre stabilisierende Funktion des vorderen Kreuzbandes bei Rotationsbewegungen, insbesondere der Innenrotation des Unterschenkels, und eine geringe Zunahme der Hyperextension nach VKB Durchtrennung nachweisen (90). Weiterhin weisen histologische und klinische Arbeiten auf die wichtige propriozeptive Funktion des vorderen Kreuzbandes hin (32, 110).

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes und der Funktionsverlust als primärer Stabilisator einer ventralen Translation der Tibia gegenüber dem Femur führt bei Belastung zu einer vermehrten relativen Dorsalverschiebung der Femurkondylen und damit zu einer Zunahme von Scherkräften auf die Menisken und die Gelenkflächen (138). Der nach der Verletzung folgende weitere Verlauf der Erkrankung wird sehr kontrovers diskutiert. Auf Grund der zunehmenden Instabilität klagen die Patienten nach einer unterschiedlich langen Zeit der Beschwerdearmut häufig über ein zunehmendes Unsicherheitsgefühl mit giving-way Symptomatik, Beeinträchtigung im Alltag und bei sportlicher Aktivität sowie über Schmerzen und Schwellneigung. Die Häufigkeit dieser funktionellen Instabilität schwankt von 16 % bis zu 100 % in den einzelnen Studien, so dass der Verlauf abhängig vom Patienten und seinen Ansprüchen sehr variabel erscheint (81, 86, 112). In den letzten Jahren konnten eine ganze Reihe von prospektiven (11, 68, 77) und retrospektiven (12, 76) Studien

Merkmale von high-risk Patienten aufzeigen, bei denen sich schneller Beschwerden der Instabilität und folgende Gelenkschädigungen mit frühzeitiger Arthrose einstellen. So entwickelt besonders der junge Patient mit regelmäßiger sportlicher Betätigung oder sogar dem Wettkampfsport durch die rezidivierenden Giving-way-Bewegungen eine frühe Instabilität und Arthrose bei konservativer Therapie (182). Konnten bei Sattku (211) initial nach konservativer Therapie noch 63 % Sport auf dem gleichen Niveau betreiben, so war dies nach 5 Jahren nur noch 46 % der Patienten auf Grund der Beschwerden möglich. Nach operativer Therapie dagegen sind mehr als 75 % weiter sportfähig (10, 16, 55, 108, 184, 222). Operativ versorgt werden sollten auch im höheren Alter bestimmte Berufsgruppen wie Feuerwehrleute, Monteure oder Schwerstarbeiter. Hierbei handelt es sich um Patienten, die im Beruf auf eine gute Stabilität des Kniegelenkes angewiesen sind (85). OP-Indikation besteht zusätzlich bei Verletzung weiterer Bandstrukturen, insbesondere sekundärer Stabilisatoren, und bei notwendiger operativer Versorgung von Meniskusverletzungen durch Anker- oder Nahttechniken, da die Meniskusnaht deutlich bessere Ergebnisse bei gleichzeitiger Rekonstruktion des VKB zeigt (54). In der Praxis wird die OP-Indikation heute oft großzügig gestellt und so werden auch ältere Patienten (64) oder nicht selten Patienten mit schon bestehenden osteoarthrotischen Gelenkveränderungen (226) operativ versorgt.

Die modernen Operationsmethoden können die native komplexe Anordnung der Kreuzbandfasern nicht rekonstruieren, daher ist es Ziel des Operators, die stabilisierende Funktion des vorderen Kreuzbandes wiederherzustellen. Dies kann aber nur durch eine stabile und möglichst isometrische Transplantat Implantation erfolgen.

## **1.2 Bedeutung der Transplantatfixation für die Nachbehandlung**

Dem Operateur stehen heute eine ganze Reihe von OP-Verfahren zur Auswahl, um für jeden einzelnen Patienten die individuell optimale Versorgung durchzuführen. Neben zahlreichen Faktoren wie z. B. Wahl des Transplantates, Bohrkanallage, OP-Technik und Nachbehandlungsschema, hat insbesondere die Verankerungsfestigkeit und die Biomechanik des Fixationsverfahrens in den ersten Wochen postoperativ entscheidenden Einfluss auf das Gesamtergebnis.

Als Kreuzbandersatz wird am häufigsten ein Bone-Tendon-Bone Transplantat (BTB-Transplantat) der Patellarsehne (119, 123, 209), oder ein Hamstring-Transplantat in dreifach oder vierfach Technik aus M. semitendinosus/ M. gracilis verwendet (7, 121,

158). Seltener verwendet werden Transplantate aus der Quadricepssehne, dem Traktus Iliotibialis oder der Plantaris-longus Sehne (24).

Für ein BTB-Transplantat aus der Patellarsehne wird das mittlere Drittel der Patellarsehne mit zwei anhängenden Knochenblöcken jeweils aus der distalen Patella und der Tuberositas Tibiae entnommen. Das BTB-Transplantat zeichnet sich aus durch eine hohe initiale Festigkeit-160% des nativen Kreuzbandes (179), und eine nahezu doppelt so hohe Steifigkeit mit 455 N/mm (73). Das BTB-Transplantat ermöglicht eine Einheilung der Knochenblöcke im Sinne einer Frakturheilung innerhalb des Bohrkanals, in dem das Transplantat fixiert wird. Dabei bleibt der natürliche mehrschichtige Übergang vom Knochen zur Sehne am Transplantat erhalten. Im Bereich der Entnahmestelle bildet sich ein ligamentartiges Ersatzgewebe (52), das erneut bei Revisionen als Transplantat verwendet werden kann (133). Nach Entnahme berichteten zwischen 16 % und 47 % der Patienten über rezidivierende oder permanente Schmerzen im femuropatellaren Gleitlager und an der Entnahmestelle (6, 204). Ebenso wurden seltene Patella Frakturen und Rupturen der Patellarsehne beschrieben (34, 99, 151, 189, 195). Zur Befestigung des BTB-Transplantates im Bohrkanal stehen dem Operateur zahlreiche Techniken und Systeme zur Verfügung. In den ersten Wochen postoperativ, bis zur knöchernen Integration des BTB-Transplantates, stellen diese Fixationssysteme die Schwachstelle der VKB-Rekonstruktion dar, da einwirkende Kräfte hier absorbiert werden müssen (44, 85, 145, 181, 224, 259-260, 262). Ein Nachrutschen und Auslockern des Transplantates im Bohrkanal bei insuffizienter Fixation würde zu einem fehlerhaften Einwachsen des Transplantates führen und eine Reinstabilität verursachen.

Behandlungskonzepte beinhalten heute frühzeitiges Training in der geschlossenen Muskelkette, oft keinerlei Bewegungsbeschränkungen mit voller Extension und frühzeitige Vollbelastung mit Übungen zur Koordination (187, 224, 259-260). Dadurch kann das Risiko der Arthrofibrose gesenkt, der Rückgang von Schwellungen und Schmerzen beschleunigt, eine Muskelatrophie vermindert und somit eine deutliche Funktionsverbesserung erreicht werden (192, 224-225, 259-260). Auch die Beschwerden nach Transplantatentnahme im Bereich der Patella zeigen eine signifikant niedrigere Inzidenz bei frühzeitiger Bewegungstherapie (224).

Durch die beschleunigte Nachbehandlung kommt es aber auch zu einer Zunahme der einwirkenden Kräfte auf das Gesamtsystem, bestehend aus BTB-Transplantat, Fixationssystem und die Verbindung zum umliegenden Gewebe. Für die Alltagsbelastungen gibt Noyes Spitzen der Belastung für das VKB beim Treppen



Herabgehen mit bis zu 450 N an (179). Die volle Extension bzw. seitengleiche Hyperextension des Kniegelenkes, ein Ziel der Krankengymnastik, belastet das VKB sogar mit bis zu 497 N (162). Um ein modernes Nachbehandlungskonzept zu ermöglichen, sollte das verwendete Fixationsverfahren daher eine primäre Stabilität oberhalb dieser Werte gewährleisten.

### 1.3 Konzepte der Transplantatfixation

Die verwendeten Transplantate verfügen entweder über ein oder zwei Knochenanteile, wie z. B. ein BTB-Transplantat aus der Patellarsehne, oder es handelt sich um reine Weichteiltransplantate ohne knöcherne Strukturen, wie z. B. Transplantate aus Semitendinosussehne und/oder Gracilissehne.

Durch die vorliegenden Gewebestrukturen ergeben sich unterschiedliche Arten der Fixation. Bei Transplantaten mit Knochenanteilen erfolgt eine Befestigung über die knöchernen Transplantatanteile am umliegenden Knochengewebe (Knochen-Knochen-Fixation). Bei sogenannten Weichteiltransplantaten wird die Fixation über Weichteile des Transplantates am umliegenden Knochengewebe (Sehnen-Knochen-Fixation) gewährleistet.

Unabhängig vom verwendeten Transplantat kann die Fixation in unterschiedlicher Distanz zum Gelenkspalt erfolgen. Hieraus ergeben sich Fixationskonzepte mit unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften.

#### 1. Die direkte Fixation

Teile des Transplantates werden direkt am Knochen fixiert. Diese Fixation kann extrakortikal (z. B. durch Schrauben oder Staples) oder innerhalb des Bohrkanals erfolgen. Bei der Fixation innerhalb des Bohrkanals unterscheidet Strobel nochmals eine semianatomische Verankerung und eine anatomische Verankerung (aperture fixation).

Bei der semianatomischen Verankerung wird das Transplantat in einer gewissen Distanz zum Gelenkspalt fixiert. Beispiele hierfür sind femorale Transfixationssysteme oder die tibiale Fixation eines BTB- oder Hamstring-Transplantates mit einer Interferenzschraube.

Die anatomische Fixation dagegen schließt mit dem Gelenkspalt ab. Ein Beispiel hierfür ist die femorale Fixation mit einer Interferenzschraube.

Bei gelenkferner Fixation ist eine horizontale Bewegung des Bandes innerhalb des Bohrkanals möglich, die bei einigen Patienten zur einer Erweiterung der Bohrkanäle führt. Dieser Effekt wird auch als „Scheibenwischer Phänomen“ bezeichnet (8, 44, 105, 124, 246). Durch gelenknahe Fixation wird dieser Effekt reduziert oder vermieden.

## 2. Die indirekte Fixation

Bei der indirekten extrakortikalen Fixation wird das Transplantat über Fäden, sogenanntes „linkage material“, fixiert. Das Fadenmaterial ist über eine Naht oder Schlaufen mit dem Transplantat verbunden und wird dann wiederum mit Hilfe von Schrauben, Staples oder Button an der Kortikalis fixiert (21, 113, 139, 198, 236).

Die Arbeit wird im Folgenden schwerpunktmäßig Fixationssysteme für BTB-Transplantate betrachten, da im experimentellen Teil hier der Schwerpunkt liegt.

Für das BTB-Transplantat wurden zahlreiche indirekte Fixationstechniken wie z. B. die Suture-Post-Technik (Abb.1-1) oder die Button-Technik (Abb.1-2), und direkte wie z. B. Interferenzschrauben (Abb.1-3), Staples (Abb.1-4) oder die Querfixation (Abb.1-5) entwickelt. Dabei ist ein Trend zu bioresorbierbaren und atraumatischeren Fixationstechniken zu verzeichnen.

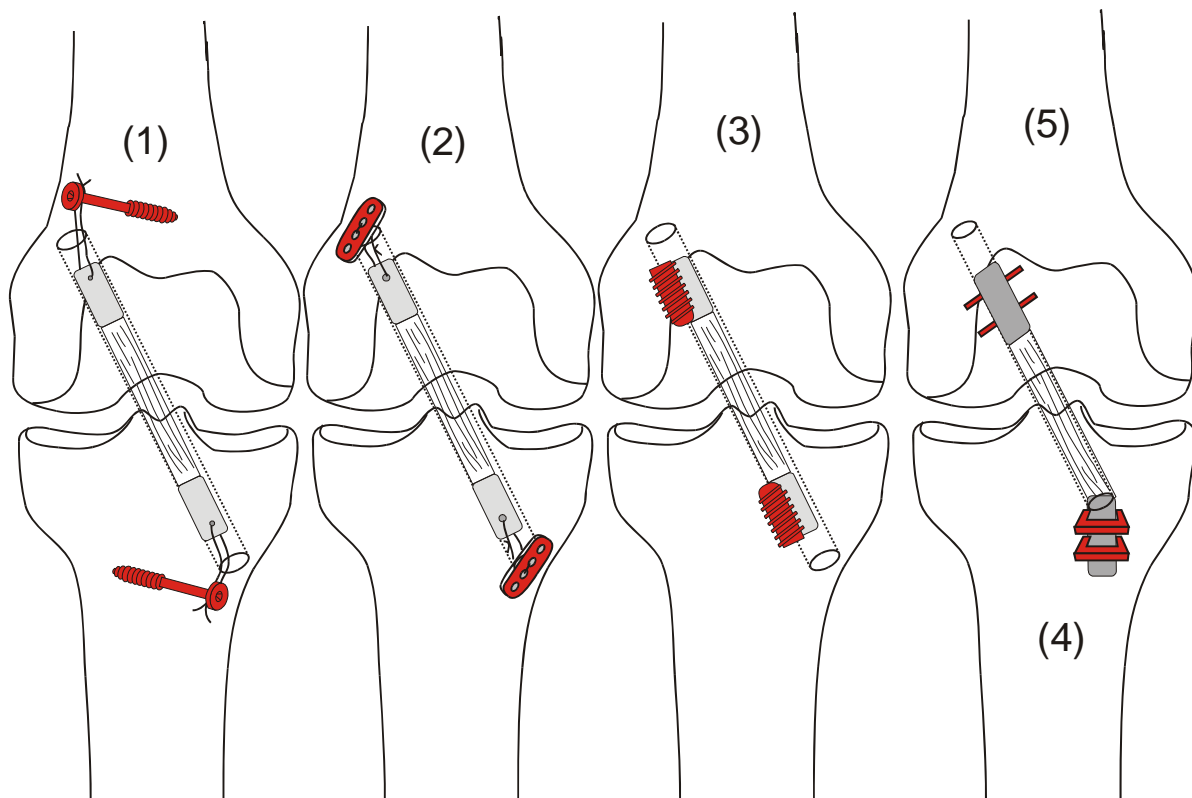


Abb. 1: Schematische Darstellung von Fixationssystemen für ein BTB-Transplantat mit indirekter und direkter Transplantatfixation am Kniegelenk in a-p-Sicht

Die indirekte Fixation über eine Kortikalisschraube (Abb.1-1) findet sowohl als primäres Verfahren oder auch als zusätzliche Absicherung nach Einbringen einer Interferenzschraube Verwendung. Kortikalisschrauben bieten neben dem Vorteil der einfachen Anwendung und Materialentfernung die Möglichkeit zur leichten intraoperativen Korrektur. Über den Winkel, mit dem die Schraube eingebracht wird, kann die Anspannung des Transplantates nochmals erhöht werden. Allerdings ermöglicht die „Verlängerung“ des Transplantates, bestehend aus Transplantat und Fadenmaterial, eine erhöhte elastische Deformation unter Belastung, insbesondere bedingt durch das verbindende Fadenmaterial. Es kann zu longitudinalen Bewegungen des Transplantates im Bohrkanaal kommen (Bungee-Effekt). Hierdurch kann sich das Einwachsen des Transplantates im Bohrkanaal verlangsamen. Allerdings ist dieses Phänomen beim BTB-Transplantat im Gegensatz zum Hamstring-Transplantat, nur selten zu finden(186).

Die Button-Technik (Abb.1-2) als weitere indirekte Fixationstechnik erfuhr eine zunehmende Verwendung im Rahmen der Entwicklung arthroskopischer Operationstechniken, da durch die Applikation von intraartikulär keine weitere Inzision

am Oberschenkel benötigt wird. Die Button-Technik weist ebenfalls die Vor- und Nachteile eines indirekten Systems auf.

Eines der häufigsten Fixationsverfahren ist die direkte Fixation über eine Interferenzschraube. Nachdem Lambert (150) 1983 erstmals eine 6,5 mm AO-Schraube als Interferenzschraube zur direkten Fixation des Knochenblockes nutzte, konnte die primäre Festigkeit dieses Verfahren durch die Einführung einer 9 mm Schraube durch Kurosaka 1987 deutlich verbessert werden (145). Heute stehen Interferenzschrauben mit unterschiedlichstem Design und aus bioresorbierbaren und nicht bioresorbierbaren Materialien zur Verfügung. Die Interferenzschraube ermöglicht eine gelenknahe Transplantatfixation und kann von intraartikulär platziert werden. Weiterhin kann die Schraube vollständig versenkt werden und führt zu keinen Hautirritationen. Allerdings weisen Interferenzschrauben auch zahlreiche Nachteile auf. Beim Einbringen der Schraube bestehen nur eingeschränkte Korrekturmöglichkeiten und es besteht die Gefahr des posterioren Ausbrechens des femoralen Bohrkanals. Ebenso wurden Lacerationen von Band und Knochenblock beim Einbringen der Schraube beschrieben (165). Da die Interferenzschraube den Knochenblock im Bohrkanal „verklemmt“, ist die primäre Stabilität abhängig von der Knochenqualität des Knochenblockes des Transplantates und der Knochendichte der umgebenden Spongiosa. Weitere Nachteile zeigen sich bei Tunnelerweiterungen und Knochendefekten im Rahmen von Revisionseingriffen(17-18, 23, 62, 71, 79, 121, 140, 148, 240).

Staples (Abb.1-4) werden bei Vorliegen eines Missverhältnisses von Bohrkanallänge zu Transplantatlänge in Kombination mit einem anderen Verfahren genutzt. Bei zu langem Transplantat kann der Knochenblock in einer vorbereiteten Mulde direkt an der Kortikalis fixiert werden. Problematisch bei diesem Verfahren sind Blockbrüche beim Einschlagen der Krampen in bis zu 27% der Fälle (93). Staples finden aber auch Verwendung als indirekte Fixation zur zusätzlichen Absicherung eines primären Fixationsverfahrens(24).

Seit 1999 wird das Rigid-Fix System vertrieben (Abb.1-5). Dabei erfolgt gelenknah die stabile, direkte Fixation des Transplanates mit zwei Metallstiften oder Polylactidstiften. (9, 13, 22, 28, 61, 70, 103, 106-107, 153, 228, 252, 254).

## **1.4 Anforderungen an ein Fixationssystem**

Bei Neu- oder Weiterentwicklung von Fixationssystemen werden zahlreiche Anforderungen an diese Systeme gestellt, die von den bekannten Verfahren unterschiedlich gut erfüllt werden.

### **1. Hohe maximale Verankerungsfestigkeit (43, 48, 120, 145)**

Die maximal mögliche einwirkende Kraft auf das Transplantat bis zum Versagen des BTB-Transplantat-Tibia-Konstruktes sollte über 500 N liegen, um eine aggressive Nachbehandlung zu erlauben (179, 251). Gleichzeitig dürfen zyklische submaximale Belastungen wie sie in der Rehabilitation durch wiederholte Bewegungen auftreten, nicht zu einer schleichenden Lockerung des Transplantates führen (56, 251, 262). Eine darüber hinaus reichende primäre Stabilität bietet dem Patienten einen zusätzlichen Schutz des Transplantates bei den Aktivitäten des täglichen Lebens und vor maximalen Belastungen im Rahmen von Fehlritten oder „Unfällen“ in den ersten Wochen (171-173, 251).

### **2. Steifigkeit vergleichbar dem nativen Kreuzband (44, 262)**

Die Steifigkeit beschreibt das Verhältnis der Dehnung oder Verschiebung eines zu testenden Systems in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft. Die Berechnung erfolgt durch Ermittlung der Steigung im linearen Bereich einer Belastungskurve (65). Zwei Fixationssysteme können zwar eine gleich hohe maximale Haltekraft besitzen, eine größere Elongation eines Systems wird dann aber durch eine verminderte Steifigkeit beschrieben. Je geringer die Steifigkeit, umso instabiler das Gelenk. Bei der überwiegenden Anzahl von Fixationssystemen erreicht das Gesamtsystem nicht die Steifigkeit eines humanen nativen Kreuzbandes von 242 N/mm, wodurch vergleichbare Kräfte nach Kreuzbandersatzoperation zu einer größeren Dehnung des VKB-Ersatzes führen (257).

### **3. Einfache Handhabung**

Eine einfache Handhabung der Fixation ermöglicht nach einer kurzen Lernkurve gute und reproduktive Ergebnisse und minimiert Fehlerquellen während der Operation.

### **4. Einfache Materialentfernung (178, 210)**

Mit einer Zunahme an Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbandes kam es auch zu einem Anstieg von Revisionseingriffen, die in bestimmten spezialisierten Zentren bis zu 30 % aller Kreuzbandeingriffe ausmachen (178, 210). Metallimplantate, insbesondere die häufig verwendeten Interferenzschrauben, erweisen sich dabei als nachteilig. Eine weiterführende bildgebende Diagnostik durch MRT oder CT ist auf Grund der entstehenden Artefakte nur eingeschränkt oder überhaupt nicht beurteilbar (44, 227). Zusätzlich stellt die im Rahmen des Revisionseingriffes erfolgende Materialentfernung den Operateur nicht selten vor erhebliche Probleme. Besonders zur Entfernung von Interferenzschrauben sind bereits größere knöcherne Eingriffe notwendig, so dass eine Neuanlage von Bohrkanälen, bei nun bestehenden Knochendefekten, erschwert ist. Zusätzlich ist eine Metallentfernung mit Risiken wie z. B. Infektionen und Verletzung von Nerven und Gefäßen für den Patienten verbunden. Letztendlich bedeutet jede weitere oder verlängerte Operation auch eine Kostenbelastung für das Gesundheitssystem. Bezüglich der Metallentfernung bieten indirekte Fixationssysteme wie z. B. Suture-Post mit Kortikalisschraube zwar deutliche Vorteile auf Grund der einfachen Entfernbarkeit, können aber eine nur mäßige Steifigkeit und mäßige maximale Versagenslast aufweisen. Daher werden zunehmend Implantate, insbesondere Interferenzschrauben, aus bioresorbierbaren Materialien präferiert, die vergleichbare Langzeitergebnisse wie Metallimplantate aufweisen (164, 167).

Fixationssysteme aus bioresorbierbaren Materialien müssen zusätzliche Anforderungen erfüllen, bieten dadurch aber auch zahlreiche Vorteile.

## **5. Zeitgerechtes Abbauverhalten bioresorbierbarer Fixationssysteme**

Der zeitliche Verlauf des Materialabbaus des Fixationssystems muss bis Ende der Integration des Transplantates in den Knochenkanal, beim BTB-Transplantat ca. 6 – 8 Wochen (69), eine ausreichend hohe Verankerungsfestigkeit gewährleisten. Nach einem Zeitraum von 3 – 4 Wochen steigert der motivierte Patient häufig die Übungsintensität und Belastung. Mangelnder Schutz würde in diesen Fällen zum Transplantatversagen führen. Eine gezielte rückläufige Protektion durch den Abbau mit moderat zunehmender Belastung führt sogar zu einem rascheren Einwachsen und Remodeling des Transplantates (65). Andererseits bietet ein stark verzögerter Abbau über mehrere Jahre nur geringe Vorteile gegenüber Metallimplantaten (63, 78, 140, 155-156, 174, 238).

## **6. Abbau ohne Rückstände im Körper**

Ein vollständiger biologischer Abbau des Fixationssystems ohne Veränderungen an Knochen und Weichteilen im Implantatlager oder Rückständen in anderen Organsystemen muss sichergestellt sein (1).

## **7. Biokompatible Materialien**

Das verwendete Material darf keinerlei Toxizität, antigene, pyrogene oder karzinogene Eigenschaften besitzen (1).

### **1.5 Bioresorbierbare Implantate in der Kreuzbandchirurgie**

Bioresorbierbare Implantate finden in den letzten Jahren eine zunehmende Verwendung in der Traumatologie und Orthopädie. Da bioresorbierbare Implantate auf Grund der Materialeigenschaften im Gegensatz zu herkömmlichen Osteosynthesystemen zwar eine verminderte Stabilität besitzen, bietet die Kapselbandchirurgie jedoch ein ideales Einsatzfeld. Der Wegfall der Materialentfernung und erleichterte Revisionseingriff sind hier von essentieller Bedeutung. Zusätzlich ermöglichen bioresorbierbare Implantate eine verbesserte Diagnostik durch MRT und CT zur Planung von Revisionseingriffen.

#### **1.5.1 Implantate aus bioresorbierbaren Polymeren**

Heute in der Kreuzbandchirurgie verwendete abbaubare Fixationssysteme als auch in der Unfallchirurgie verwendete abbaubare Schrauben, Platten und Anker bestehen überwiegend aus Polydiaceton (PDS), Polyglykolsäure (PGA), Polylactidsäure (PLA) und deren Co-Polymere bzw. Stereoisomere. Die verschiedenen Molekularstrukturen, Herstellungsverfahren, Sterilisationsverfahren und Kombinationen in der Zusammensetzung der resorbierbaren Polymere führen zu unterschiedlichen Abbauverhalten und biomechanischen Eigenschaften der einzelnen Produkte. Der Abbau der Polymere erfolgt durch Hydrolyse und Einschleusung der Teilprodukte in den Krebszyklus (160). Kristalline Polymere, im Gegensatz zu amorphen Formen, vermindern durch eine sterische Anordnung der Moleküle eine Wasseraufnahme, wodurch ein vollständiger Abbau erschwert wird (147). Bioresorbierbare Polymere,

besonders zunächst PGA, wurden seit den 80`er Jahren mit anfangs großer Euphorie für die Behandlung von low-stress Frakturen eingesetzt (37-38, 80, 229). Doch schon früh berichtete Böstmann, und in Folge ebenso weitere Autoren, über nicht-bakterielle entzündliche Fremdkörperreaktionen innerhalb von 6-12 Wochen nach Verwendung von PGA und anderen Polymeren. Diese reichten von klinisch stummen osteolytischen Veränderungen bis zu intensiven entzündlichen Weichteilreaktionen (36, 40, 114-115, 196). Ursächlich erscheinen die durch den Abbau in kurzer Zeit in hoher Anzahl anfallenden niedermolekularen Fragmente, die die Abräumkapazität der Makrophagen und Granulozyten im Implantatlager überfordern (115). Es kommt durch Erhöhung des osmotischen Druckes zu einer Extrusion der Débris in die umgebenden Weichteile, Freisetzung von Mediatoren und Aktivierung von Osteoklasten mit nachfolgenden Osteolysen und zu einem Zelltod der Makrophagen. Der Reaktionsverlauf ist abhängig von der Menge des phagozytierten Materials (149). Durch Verwendung von Polylaktiden und deren Stereoisomeren bzw. durch Verwendung von Kopolymeren aus PGA und PLA und durch die Weiterentwicklung von Herstellungsverfahren und Sterilisationsverfahren konnte die Biokompatibilität gebessert werden, da die Degradation von PGA verlangsamt abläuft und erst nach 6 Monate beginnt und bis zu 5 Jahre dauern kann (115). Aber auch hier wurden Weichteilreaktionen und Osteolysen beschrieben (29, 39). Bioresorbierbare Polymere finden in Form von Interferenzschrauben zur BTB-Transplantat- und zur Hamstring-Fixation Einzug in die Kreuzbandchirurgie und zeigten im Vergleich zu Metallinterferenzschrauben in zahlreichen klinischen Arbeiten gute Ergebnisse ohne signifikante Unterschiede (19, 26, 63, 78, 83, 140, 155-156, 164, 167, 174, 238). Von den genannten Arbeiten beschreibt Benedetto in einem Fall eine subkutane Zyste nach Verwendung einer resorbierbaren Interferenzschraube, als Hinweis auf eine Fremdkörperreaktion. Diese konnte konservativ behandelt werden. Als technische Probleme wurden Brüche der Interferenzschraube beim Eindrehen und Migrationen von Teilen der Schraube beschrieben (14, 19, 141-142, 157, 167, 218, 221, 253). Obwohl die Komplikationsrate im Kniegelenksbereich auf Grund einer unter anderem auch vom Applikationsort abhängigen besseren Biokompatibilität der Polymere niedriger erscheint als z. B. im Sprunggelenksbereich, ist eine Verwendung weiterhin kritisch zu beurteilen (115). So beschrieben Barford (20) und Friden (87) Fälle von schwerer Synovitis nach Fixation von Knorpel-Knochen Flakes an der Femurkondyle mit Pins aus Polymeren und Martinek das Auftreten von Knochenzysten nach Fixation eines BTB-Transplantates mit PLA-Interferenzschrauben. Auf Grund der ausgesprochen langsamen Degradation,



insbesondere kristalliner Fixationselemente, mit einem fraglich vollständigen Abbau, können einzelne durch unvollständigen Abbau entstandene Fragmente sowohl zu mechanischen Beschwerden als auch durch Fremdkörperreaktionen zu chronischen Synovialitiden führen, wie Stähelin 1997 in Fallbeschreibungen aufzeigen konnte (232). Diese Beobachtungen wurden von Therin gestützt, der in einer in-vivo Studie am Schaf nach zwei Jahren nur eine Fragmentierung der verwendeten kristallinen Interferenzschrauben vorfand. Histologische Untersuchungen zeigten umgebendes fibröses Bindegewebe und eine mäßige aseptische Fremdkörperreaktion (239). Weiler konnte nach Kreuzbandersatz am Schaf noch nach zwei Jahren Abbaupartikel von PLA Schrauben in Lymphknoten nachweisen (247). Zusammenfassend sind daher bezüglich der Biokompatibilität resorbierbarer Polymere noch viele Fragen ungelöst, die weiterer sowohl experimenteller als auch klinischer Studien benötigen.

#### 1.5.2 Implantate aus Knochenkompakta

Resorbierbare Polymere stellen nicht die einzige Grundlage für bioresorbierbare Materialien dar. Bereits seit den 50`er und 60`er Jahren hat man sich mit Fixationselementen aus Knochenkompakta beschäftigt (117, 144, 266). Die hohe Festigkeit von Knochen ist die Grundlage zur Verankerung von Osteosynthesen aus Metall. Daher war der nächste Schritt, Osteosynthesematerial aus Knochen herzustellen, naheliegend. Es wurden zahlreiche Schrauben, Nägel und Bolzen auf Knochenbasis mit unterschiedlichster Vorbehandlung entwickelt und z. B. zur Behandlung von Pseudarthrosen, Querbrüchen, Innenknöchel- und Tibiakopffrakturen angewendet (117, 144, 266). Die Kortikalis des humanen Knochens, bestehend aus 20 % Wasser, 45 % Mineralsalze und 35 % organischen Materialien (90 – 95 % Kollagen, 1 % Glukosaminoglykanen, 5 % Protein), besitzt die größte Festigkeit der Stützgewebe (60), wobei sich die Zusammensetzung und damit auch die Stabilität mit dem Alter verändert (230). Die hohe Festigkeit entsteht durch den Mineralienanteil und insbesondere durch die Anordnung der Kollagenfasern. Die Kortikalis besteht aus Lamellenknochen und ist gekennzeichnet durch Knochenschichten, sogenannten Lamellen, von 3 – 7 µm Dicke, in denen die Kollagenfasern eine geordnete schraubenförmige Anordnung haben und deren Verlaufsrichtung und Steigungswinkel von Lamelle zu Lamelle wechselt. An den Grenzen oder in den Lamellen liegen die Osteozyten und sind über Knochenkanäle verbunden (213). Die Anordnung der Lamellen ist abhängig von der Art und der Höhe der Belastung, die in dem jeweiligen Knochenabschnitt auf die Kortikalis einwirkt. Ashman konnte sich ändernde Druck-,

Zug- und Biegefestigkeitswerte von proximal nach distal im humanen Femurknochen nachweisen (15). Kortikalis stellt damit ein anisotropes Material dar, dessen mechanische Eigenschaften von der Orientierung der Mikrostrukturen abhängen.

Autogene, allogene und xenogene Knochentransplantate sind in der Anwendung denkbar. Die Verwendung von autogenem Knochen wie kortiko-spongiösen Blöcken oder Spongiosa aus dem Beckenkamm ist ein häufig durchgeführter Eingriff zur Auffüllung von Knochendefekten. Als Osteosynthesematerial eignet sich autogener Knochen aber nur bedingt, da die Entnahme von Kompakta und die direkte sterile Weiterverarbeitung zu Schraube oder Pin einen enormen logistischen Aufwand bedeuten würde. Bei Verwendung von allogener und xenogener Kompakta dagegen können Schraube und Pin vorbereitet werden. Allogener und xenogener Knochen wird ebenso wie autogener Knochen durch Osteoklasten abgebaut und durch körpereigenen Knochen ersetzt, wobei die Dauer bis zur biologischen Integration von allogenem und xenogenem Knochen verlängert ist (88, 215). Zwei Aspekte sind allerdings problematisch. Zum einen die Gefahr der Übertragung von Krankheitserregern, insbesondere viraler Erkrankungen wie HIV und Hepatitis B und C, und zum anderen die antigene Eigenschaft des Knochens, großteils bedingt durch Osteozyten. Histokompatibilitätsprobleme würden zu einer zellulären und humoralen Immunantwort mit entsprechenden Abstoßungsreaktionen führen (35, 143). Daher muss eine Vorbehandlung des aus Kortikalis hergestellten Osteosynthesematerials erfolgen.

Von der Fa. Tutogen wurde hierzu das Tutoplast<sup>®</sup>-Verfahren entwickelt. Die mit diesem Konservierungs- und Sterilisationsprozess behandelten allogenen und xenogenen Fixationselemente aus kortikalem Knochen bewahren die biologische Ursprungsstruktur und die biomechanischen Eigenschaften. Frühere Untersuchungen im konnten zeigen, dass durch die Behandlung mit dem Tutoplast<sup>®</sup>-Verfahren nur ein geringer Festigkeitsverlust der Kortikalisimplantate auftritt (30). Durch die guten Bearbeitungsmöglichkeiten von kortikalem Knochen und die Behandlung mit dem Tutoplast<sup>®</sup>-Verfahren bieten sich dadurch zahlreiche Anwendungsmöglichkeiten mit allen Vorteilen von resorbierbaren Fixationsmaterialien.

## 1.6 Modelle zur biomechanischen Untersuchung der initialen Transplantatfixation nach VKB-Ersatz

Steifigkeit und maximale Versagenslast des Gesamtsystems sind wichtige biomechanische Eigenschaften zur Beurteilung eines Fixationsverfahrens. Um die dazu entsprechende Belastungskurve zu ermitteln, werden zahlreiche biomechanische in-vitro und in-vivo Modelle in der Literatur aufgeführt. Zur Beschreibung der Grundlagen zum Zeitpunkt der Implantation sind in-vitro Modelle gut geeignet. Um aber in weiterführenden Untersuchungen zusätzlich Aussagen über das Einwachsverhalten und ggf. Abbauverhalten bei resorbierbaren Implantaten zu treffen, werden in-vivo Untersuchungen notwendig.

Sowohl am humanen Kniegelenk (43, 48, 127, 145, 193, 231) als auch an Kniegelenken vom Tier wie Rind (50, 116, 120, 248, 250), Schwein (3-4, 27, 84, 122, 129, 154, 163, 176, 188, 190, 194, 197, 206, 216) und Schaf (97, 101, 166, 249) wurden in-vitro Untersuchungen durchgeführt. Biomechanische in-vitro Untersuchungen am humanen Kniegelenk bieten zwar theoretisch den Vorteil der besseren Übertragbarkeit der Werte in die Praxis, sind aber meist nur an Kniegelenken von älteren Menschen möglich, die eine deutlich verminderte und stark variierende Knochendichte aufweisen (262), da Spenderkniegelenke des jungen Menschen nur vereinzelt für wissenschaftliche Arbeiten zur Verfügung stehen. Da die Knochendichte Einfluss auf die biomechanische Untersuchung hat (45, 49), wurden für zahlreiche Arbeiten Tiermodelle verwendet, insbesondere von Schwein und Rind, die ähnliche Verhältnisse wie beim jungen Menschen bieten. Das Kniegelenk des Schweins weist eine dem menschlichen Kniegelenk vergleichbare Anatomie (91, 261) und sehr ähnliche Knochendichte und Weichteilverhältnisse (152) auf. Kniegelenke vom Hausschwein können in großer Anzahl und günstig erworben werden und bieten den Vorteil der gleichbleibenden Knochenqualität bei gleichem Alter der Tiere zum Zeitpunkt der Schlachtung.

Biomechanische Untersuchungen zur Bestimmung von Steifigkeit und maximaler Versagenslast eines Fixationssystems sind sowohl an isolierter Tibia **oder** an isoliertem Femur als auch nach kombinierter tibialer **und** femoraler Fixation am gesamten Kniegelenk möglich. Da die tibiale Fixation am humanen Kniegelenk die Schwachstelle der Verankerung darstellt (75, 145, 203), werden zahlreiche Untersuchungen zur Transplantatfixation zunächst an der isolierten Tibia durchgeführt (93-95, 132, 145, 194, 231). Dadurch wird gleichzeitig eine Einflussnahme der

femorale Knochendichte auf Steifigkeit und Versagenslast vermieden. An der isolierten Tibia ist eine maximale Belastung des Transplantates, im Sinne eines worst-case Szenariums, durch Zug axial zum Bohrkanal möglich. Biomechanische Untersuchungen am gesamten Kniegelenk ermöglichen dagegen zusätzlich die Simulation einer vorderen Schublade oder komplexer Bewegungen nach femoraler und tibialer Transplantatfixation, wie sie beim Patienten im Alltag zu finden ist (120, 123, 220, 233, 235, 263). Durch die zunehmend aggressivere Krankengymnastik nach VKB-Ersatz gewinnt, neben der maximalen Belastbarkeit, das Verhalten des fixierten Transplantates unter wiederholter submaximaler Belastungen wie sie im Rahmen der Nachbehandlung auftreten, an Bedeutung (51, 176, 262). Daher werden neben der „single-load“ Messung, bei der ein fixiertes Transplantat direkt in einer Messung bis zum Versagen belastet und die entsprechende Belastungskurve aufgezeichnet wird, vermehrt biomechanische Untersuchungen mit zyklischer Vorbelastung durchgeführt. Weiss und Paulos belasten das Transplantat nach Fixation mit 1000 Zyklen und einer Belastung zwischen 30 und 150 N je Zyklus (251). Diese Anzahl entspricht den Wiederholungen eines Nachbehandlungsprotokolls innerhalb einer Woche. Im Anschluss erfolgt, vergleichbar mit der „single-load“ Messung, eine Belastung bis zum Versagen. Versagen beinhaltet in dieser Arbeit an der isolierten Tibia unter Verwendung eines BTB-Transplantates die mittige Ligamentruptur, die Ligamentruptur am Knochenblockansatz, den Bruch des Knochenblockes oder den Bruch des eingebrachten Kompaktapins.

## **1.7 Zielsetzung der Arbeit**

Die Ruptur des Vorderen Kreuzbandes ist eine häufige Bandverletzung des Kniegelenkes. Häufig wird der Ersatz mit einem Bone-Tendon-Bone Transplantat aus dem mittleren Drittel der Patellasehne durchgeführt. Um eine rasche Mobilisation mit Vollbelastung zu ermöglichen, muss die Transplantatfixation bis zur knöchernen Einheilung des Transplantates eine ausreichende Stabilität gewährleisten. Vergleichbar verfügbaren Systemen aus Metall oder resorbierbaren Polymeren ist eine direkte Fixation des Knochenblockes durch Einbringen von Kompaktapins senkrecht zum Bohrkanal auf Höhe des Knochenblockes, im folgenden als Transcross Fixation bezeichnet, eine Fixation des Knochenblockes durch Einbringen eines Kompaktapins

senkrecht zum Bohrkanal vor dem Knochenblock, im folgenden als Frontcross Fixation bezeichnet, oder eine Kombination aus Transcross Fixation und Frontcross Fixation denkbar.

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung einer OP-Technik zur direkten Fixation von BTB-Transplantaten durch bioresorbierbare Kompaktapins und die biomechanische Analyse dieser Fixationstechnik an der isolierten Tibia des Schweineknies.

Zwei Verankerungstechniken wurden in dieser Arbeit bezüglich der primären Stabilität untersucht, die Frontcross Fixation und die Transcross Fixation. Bei der Frontcross Fixation wird das Transplantat durch einen CB4 (4 mm Durchmesser) oder CB5 (5 mm Durchmesser) Kompaktapin befestigt, der gelenkspaltnah und direkt vor dem Knochenblock eingebracht wird (s. Abb. 2). Durch Veränderung der Lage des Transplantates zum Kompaktapin und durch Veränderung der Knochenblocklängen der Transplantate sind unterschiedliche Varianten der Frontcross Fixation möglich. Bei der transtendinösen Frontcross Fixation wird der CB Pin mittig durch den Patellarsehnenstreifen eingebracht. Bei einer weiteren Variante, der extratendinösen Frontcross Fixation, wird der Pin nach Drehung des BTB-Transplantates ebenfalls vor dem Knochenblock, aber parallel zur Unterfläche der Patellarsehne platziert.

Bei der Transcross Fixation werden jeweils zwei CB2,7 (2,7 mm Durchmesser) CB3 (3 mm Durchmesser) oder CB3,5 (3,5 mm Durchmesser) Kompaktapins senkrecht zum Bohrkanal durch den Knochenblock eingebracht (s. Abb. 3). Dieses Verfahren dient als alternative Fixationstechnik für den Fall, dass eine tibiale Frontcross Fixation auf Grund der Nähe zur Gelenkfläche bei kurzem BTB-Transplantat nicht möglich ist.

In den Versuchsreihen zur Frontcross Fixation und Transcross Fixation wurden folgende Fragestellungen untersucht:

- Wie groß ist die Bruchfestigkeit isolierter CB4 und CB5 Kompaktapins?
- Welchen Einfluss hat der dorsale Bohrkanalabstand auf die Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Pins?
- Welchen Einfluss hat die transtendinöse Frontcross Fixation auf die Reißfestigkeit des BTB-Transplantates?
- Wie groß ist die primäre Stabilität unterschiedlicher Varianten der Frontcross Fixation?
- Wie groß ist die primäre Stabilität der Transcross Fixation?

## 2 Material und Methodik

In diesem Abschnitt wird die Vorbereitung der in allen Versuchsreihen verwendeten Materialien wie z. B. Kompaktapins und BTB-Transplantate, die wichtigsten Instrumente, sowie die Methodik zu den einzelnen Versuchsreihen erläutert.

### 2.1 Verwendete Kompaktapins

Für die Versuche wurden als Medizinprodukte zugelassene und aus bovinen Femurdiaphysen hergestellte Kompaktapins der Fa. Tutogen® verwendet, die mit dem Tutoplast®-Verfahren behandelt wurden.

Hierbei handelte es sich um Kompaktapins mit der Bezeichnung (entsprechend der Durchmesser) CB 2,7, CB 3, CB 3,5, CB 4 und CB 5. Die Kompaktapins mit einem Durchmesser von 2,7 bis 3,5 mm hatten eine Länge von 50 mm und eine Spitze mit einer Schräge von 45°. Die Kompaktapins mit einem Durchmesser von 4,0 bzw. 5,0 mm hatten eine Länge von 60 mm und die Spitze wurde mit einer Schräge von 20° versehen. Die Kompaktapins wurden vor jeder Versuchsserie auf bestehende Mängel hin untersucht und nur diejenigen, die keine optischen Mängel aufwiesen, wurden weiter verwendet.

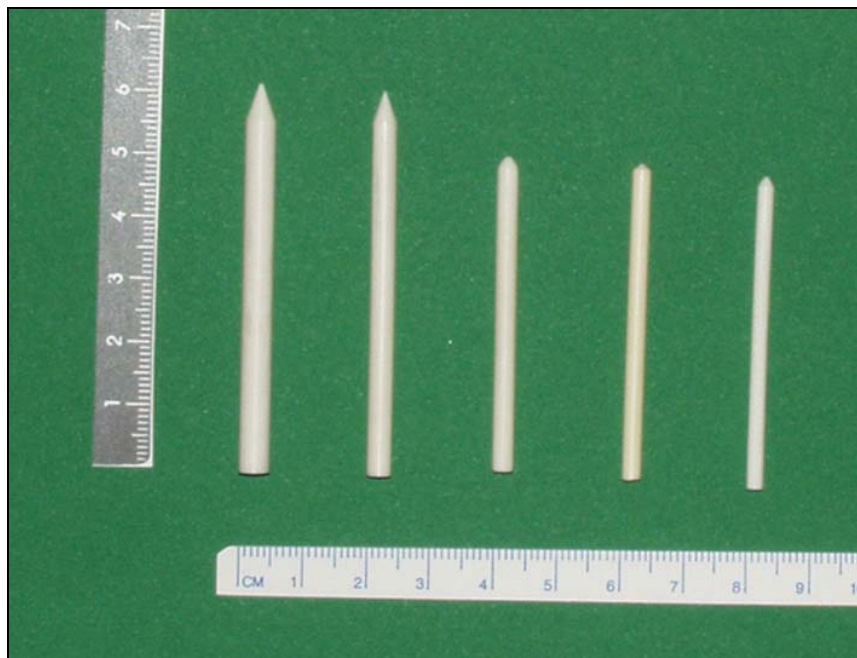


Abb. 2: Ansicht der verwendeten Kompaktapins: CB5, CB4, CB3,5, CB3 und CB2,7 (v.l.)

## **2.2 Präparation der porkinen Bone-Tendon-Bone Transplantate und Tibiae**

Die Schweinekniegelenke wurden von einem kleinen lokalen Schlachtbetrieb erworben, in dem nur deutsche Hausschweine mit einem Alter von 10-12 Monaten geschlachtet werden. Am Tag der Schlachtung erfolgte zunächst eine erste Präparation, bei der Femur, Fibula, Weichteile und der Kapselbandapparat des Kniegelenkes großteils entfernt wurden. Belassen wurde an der Tibia nur das Lig. Patellae mit Patella und der tibiale Ansatz des vorderen Kreuzbandes (s. Abb. 3). Bis zum Versuchstag erfolgte dann eine Kryokonservierung der Tibiae bei  $-25^{\circ}\text{C}$ , eingeschlagen in feuchten Tüchern, für maximal eine Woche.

Zwölf Stunden vor Versuchsbeginn wurden die Tibiae mit anhängendem Lig. Patellae und Patella bei Raumtemperatur aufgetaut. Direkt vor jedem Versuch erfolgte dann die Präparation des BTB-Transplantates bzw. der Tibia. Zur Präparation des BTB-Transplantates wurde das Lig. Patellae mittels oszillierender Säge mit ca. 2 cm langem anhängendem Knochenblock an der Tuberositas Tibiae abgetrennt, die Sehne von umgebenden Weichteilen befreit und auf eine Breite von 10 mm präpariert. Der tibiale Knochenblock wurde später in einer Haltevorrichtung befestigt (s. Abb. 4). Am patellaren Ansatz des Lig. Patellae erfolgte dann mit Hilfe einer Schablone und einer oszillierenden Säge die Entnahme eines ca. 25 mm x 12 mm x 12 mm großen Knochenblocks aus der Patella. Dieser patellare Knochenblock wurde mittels Luer und Schablone auf 20 x 10 x 8 mm bzw. für 3.2.4 auf 10 x 10 x 8 mm trapezförmig und an der Spitze leicht rund getrimmt.



Abb. 3: Darstellung einer präparierten porkinen Tibia mit Lig. Patellae und Patella (a.p. u. seidl.)

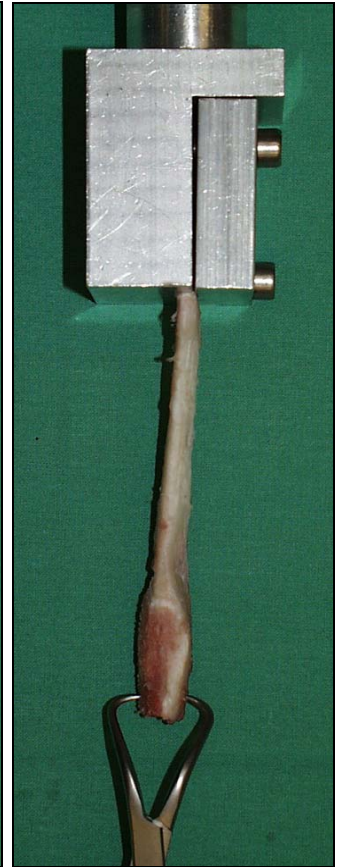


Abb. 4: Darstellung eines präparierten BTB-Transplantates in Haltevorrichtung

### 2.3 Verwendete Messgeräte

Die im Folgenden ab 3.1 beschriebenen biomechanischen Messungen erfolgten an einer Materialprüfmaschine vom Typ 81806 der Firma Frank GmbH, D-Weinheim. Über eine bewegliche Traverse konnten sowohl Druck- als auch Zugkräfte auf die Prüfmaterialien erzeugt werden, wobei Weg und Zeit elektronisch registriert wurden. Hierbei war eine Prüfgeschwindigkeit von 0,005 – 500 mm/s möglich. Mit Hilfe einer Messdose an der Traverse, mit einem Messbereich von  $\pm 20000$  N, erfolgte eine kontinuierliche Kraftmessung während der Versuchsdurchführung. Eine spezielle FRANK-Prüfsoftware erlaubte die Steuerung der Materialprüfmaschine durch einen PC. Hierdurch konnten eine ganze Reihe von Prüfparametern den gewünschten Versuchsbedingungen entsprechend angepasst werden. Gleichzeitig unterstützte die Prüfsoftware die Auswertung der gemessenen Parameter und erstellte eine grafische Darstellung der Belastungskurve. Für die einzelnen Versuche wurden speziell



angefertigte Halterungen verwendet, die jeweils in den entsprechenden Abschnitten beschrieben werden.

Zur genaueren Bestimmung von Steifigkeit und maximaler Haltekraft wurden die Werte nach Versuchsdurchführung in das Datenverarbeitungsprogramm Excel® der Fa. Microsoft überführt. Das Programm ermöglichte eine Berechnung der Steigung im gewünschten Bereich der Belastungskurve zur Bestimmung der Steifigkeit und ermöglichte es, gezielt einzelne Punkte zur Bestimmung der maximalen Haltekraft aufzusuchen.

## **2.4 Instrumentarium zur Implantation der Kompaktapins**

Zur Vorbereitung der einzelnen Versuche bzw. zur Implantation der Kompaktapins wurden sowohl bekannte Werkzeuge und Instrumente aus dem OP-Bereich als auch ein speziell angefertiges Instrumentarium verwendet. Zum Einbringen der Kompaktapins, sowohl für die Frontcross Fixation als auch für die Transcross Fixation, war ein Zielgerät notwendig, das eine genaue Positionierung des bzw. der Kompaktapins in Abhängigkeit von der Knochenblocklänge gewährleistete. Dazu wurde das in Abb. 5 bis 7 dargestellte Instrument entwickelt. Es besteht im wesentlichen aus einer äußeren Führungshülse (Abb.5-2) mit einer Halterung zur Befestigung des Zielgerätes mittels K-Draht an der Tibia, aus einem Zielbügel (Abb.5-1), der auf einer inneren Führungshülse befestigt ist und aus einem Schlitten (Abb.5-4), der auf dem Zielbügel verschiebbar angebracht ist. Nach Einbringen des Zielgerätes von distal in den tibialen Bohrkanaal, wurde das Gerät am Knochen fixiert und die innere Führungshülse bis an den Knochenblock herangeschoben. Durch Verschieben des Schlittens wurde die zuvor gemessene Knochenblocklänge des BTB-Transplantates auf der Skala, die sich auf dem Zielbügel befindet (Abb.7-5), eingestellt. Dadurch war eine genaue Implantation der Kompaktapins in Relation zur Lage des Knochenblockes des Transplantates möglich. Für die Transcross Fixation wurde nur der Schlitten gegen ein anderes Modell, an dem entsprechend zwei Löcher eingebracht sind, ausgetauscht (nicht abgebildet). Das weitere Vorgehen wird in den entsprechenden Versuchsabschnitten beschrieben.

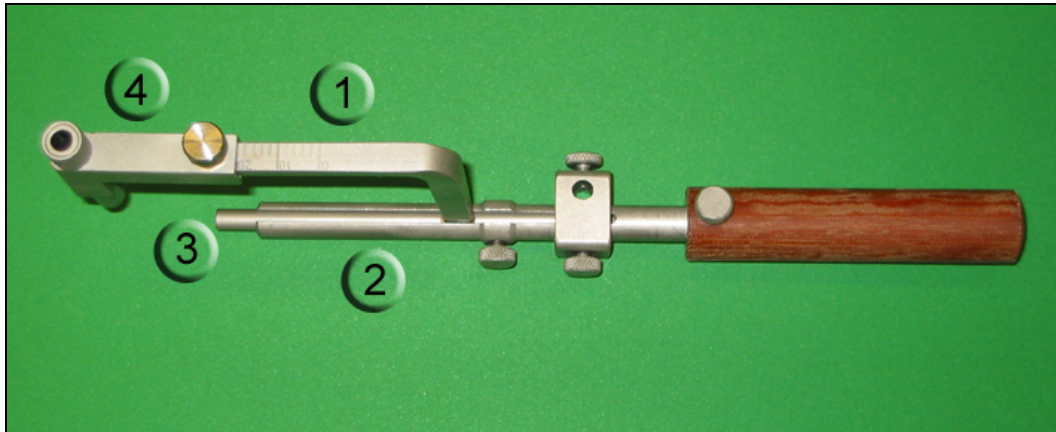


Abb. 5: Zielgerät zur Implantation der Kompaktapins in Draufsicht

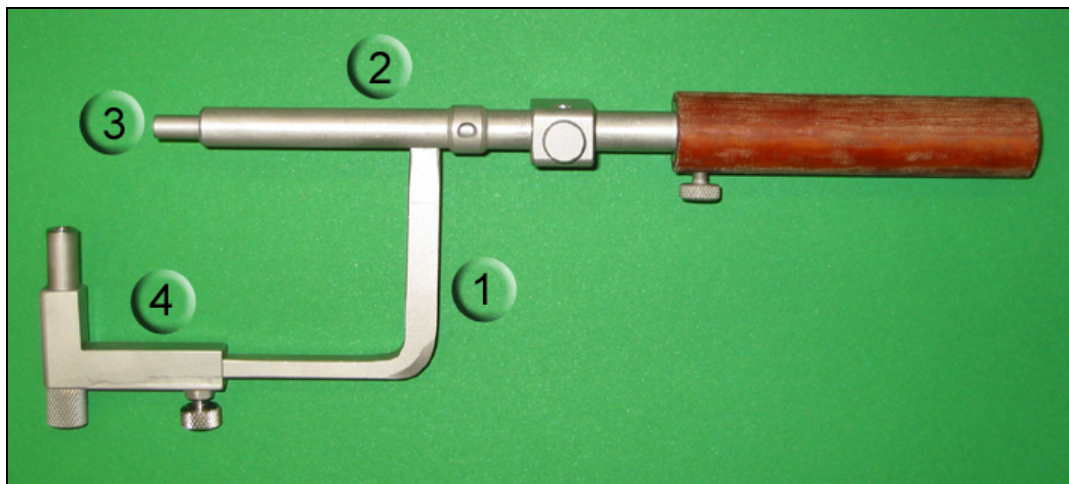


Abb. 6: Zielgerät zur Implantation der Kompaktapins in Seitenansicht

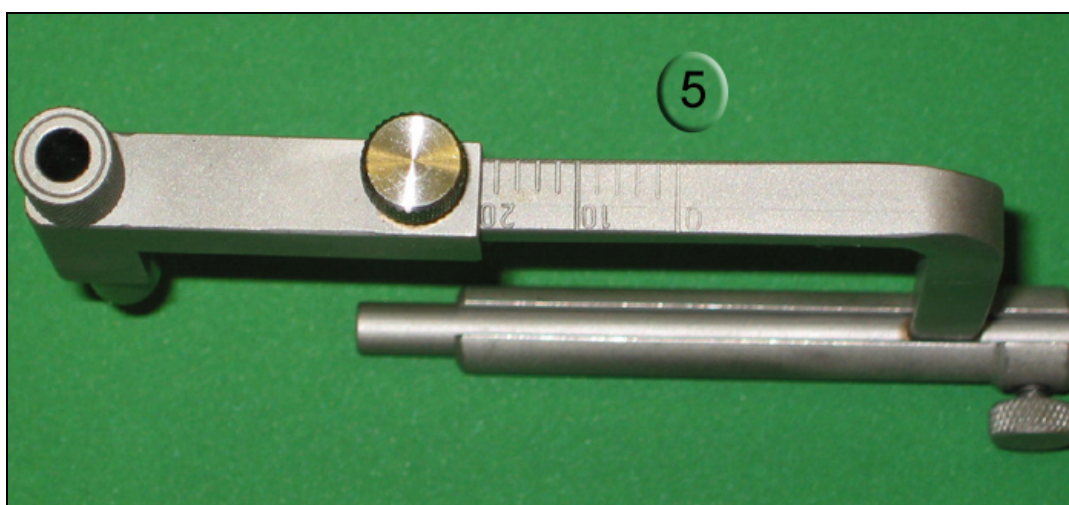


Abb. 7: Zielbügel mit Messskala zur Anpassung an Knochenblocklänge

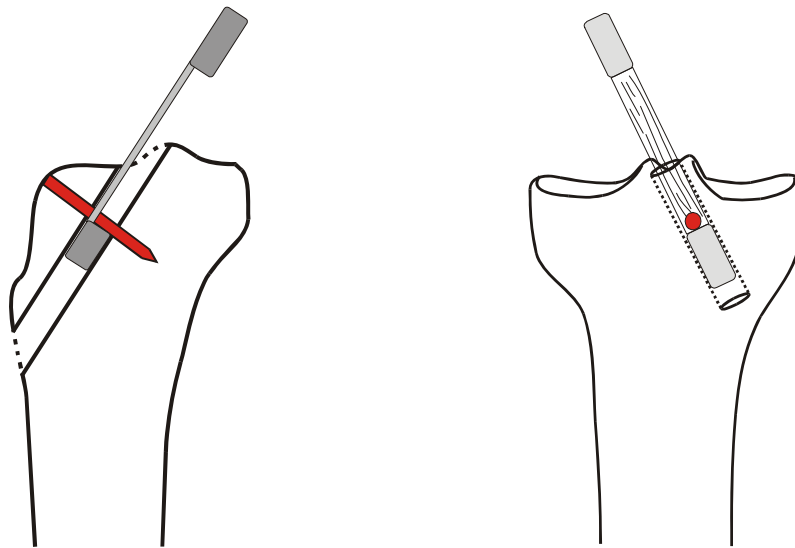


Abb. 8: Abbildung der transtendinösen Frontcross Fixation; ein Kompaktapin mittig zum Ligament vor dem Knochenblock eingebracht

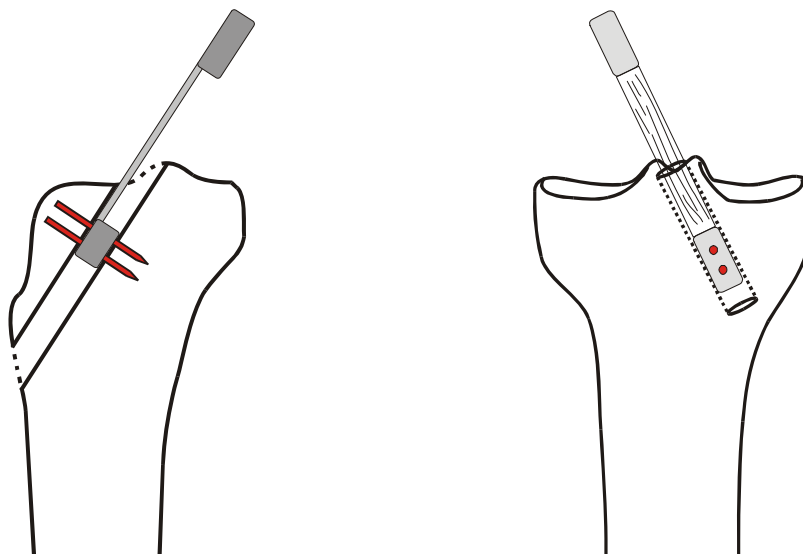


Abb. 9: Abbildung der Transcross Fixation; zwei Kompaktapins senkrecht zum Bohrkanal durch den Knochenblock des BTB-Transplantates eingebracht

## **2.5 Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 - und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell**

In einem ersten Vorversuch erfolgte zunächst eine isolierte Untersuchung der nach dem Tutoplast<sup>®</sup>-Verfahren vorbehandelten CB4 und CB5 Kompaktapins in einem Frontcross Belastungsmodell. Knochen und Transplantat wurden durch rigide Formen aus Metall ersetzt, wodurch eine Beeinflussung der maximalen Bruchkraft der Kompaktapins durch die speziellen biomechanischen Eigenschaften der verwendeten Knochen und Transplantate ausgeschlossen wurde.

In einen Metallblock (s. Abb. 10), Größe 10 x 10 x 10 cm, wurde mittig ein senkrechter Kanal mit einem Durchmesser von 10 mm (Abb.10-1) eingebracht. Dieser Kanal entspricht dem Bohrkanal zum Einbringen des Transplantates im Bereich der Tibia. Senkrecht dazu wurde ein waagerechter Kanal mit einem Durchmesser von 5 mm gebohrt (Abb.10-2). Dieser zweite Kanal entspricht dem Bohrkanal, über den im Rahmen der Frontcross-Fixation der Kompaktapin vor dem Knochenblock eingebracht wird. Von oben konnte durch einen runden Stempel (Abb.10-3) mit einem Durchmesser von 9,5 mm und einem Konus von 2° auf der unteren Seite eine Kraft auf den Kompaktapin (Abb.10-4) einwirken. Der Stempel ersetzte in diesem Versuchsaufbau den Knochenblock des BTB-Transplantates, der ebenfalls einen Konus am distalen Patellapol am Ansatz des Ligamentes aufweist.

Verglichen wurden in dieser Versuchsserie vier Gruppen, die jeweils bis zum Versagen des Kompaktapins belastet wurden:

1. CB5 Kompaktapin mit einmaliger Belastung bis zum Bruch (n = 10)
2. CB5 Kompaktapin mit 1000 Zyklen Belastung von jeweils 10 bis 300 N und anschließender Belastung bis zum Bruch (n = 10)
3. CB4 Kompaktapin mit einmaliger Belastung bis zum Bruch (n = 10)
4. CB4 Kompaktapin mit 1000 Zyklen Belastung von jeweils 10 bis 300 N und anschließender Belastung bis zum Bruch (n = 10)

Die jeweils 20 Kompaktapins wurden zufällig den Gruppen 1 und 2, bzw. 3 und 4 zugeordnet. Der entsprechende Kompaktapin wurde in den waagerechten Kanal und der Stempel anschließend in den senkrechten Kanal eingebracht. Über die Druckfinne der Universalprüfmaschine (Abb. 10-5) wurde der Stempel mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/sec nach unten bewegt und dabei die entstehende Kraft gemessen. In den

Gruppen 1 und 3 erfolgte eine direkte Belastung (Single-load) bis zum Versagen, d.h. Bruch des Kompaktapins. In den Gruppen 2 und 4 erfolgten zunächst 1000 Zyklen mit einer Kraft von jeweils 10 N bis 300 N ohne Bruch des Pins und dann im Anschluss ebenfalls eine Belastung bis zum Versagen.

Bestimmt wurde in den Versuchen die maximale Kraft bis zum Bruch des jeweiligen Kompaktapins.

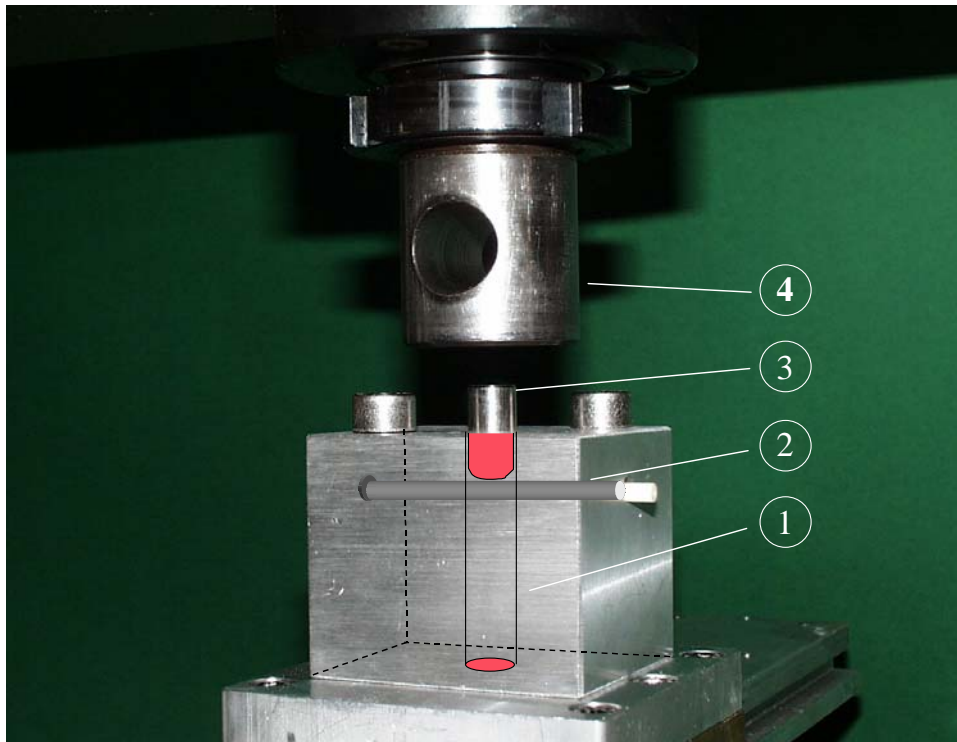


Abb. 10: Frontsicht des Versuchsaufbaus in der Messmaschine; Lage des Kompaktapins und des Stempels innerhalb des Metallblockes schematisch dargestellt

## 2.6 Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Pins in Abhängigkeit vom dorsalen Bohrkanalabstand

Die Verwendung eines konventionellen Zielgerätes ermöglichte eine standardisierte Anlage eines 10 mm Transplantattunnels mit 55 mm Länge, von der anteromedialen Tibiafläche ausgehend und im Bereich der Area intercondylaris endend. Wie Abb. 11 zeigt, wurde mit Hilfe dieses Instrumentes in allen Versuchen die Strecke „a“, der ventrale Bohrkanalabstand, konstant gleich gehalten. Der dorsalseitige Bohrkanalabstand dagegen konnte variiert werden. Diese dorsalseitige Implantationstiefe kann Einfluss nehmen auf die Verankerung und die maximale

Bruchfestigkeit der Kompaktapins und damit auf die maximale Verankerungsfestigkeit nach VKB-Ersatz und Frontcross-Fixation mit einem Kompaktapin.

Ziel dieses Vorversuches war es, die optimale dorsale Implantationstiefe am verwendeten Versuchsmodells des Schweineknies zu bestimmen.

In diesem Vorversuch wurde daher der Einfluss des dorsalseitigen Bohrkanalabstands auf die maximale Bruchkraft der Kompaktapins untersucht. Dazu wurden 60 Tibiae vom Schwein, wie unter 2.2 beschrieben, vorbereitet und zufällig auf sechs Gruppen mit jeweils  $n = 10$  verteilt.

Gruppe 1a: CB4 Kompaktapin mit 3,5 cm Implantationstiefe

Gruppe 2a: CB4 Kompaktapin mit 4,5 cm Implantationstiefe

Gruppe 3a: CB4 Kompaktapin mit 5,5 cm Implantationstiefe

Gruppe 1b: CB5 Kompaktapin mit 3,5 cm Implantationstiefe

Gruppe 2b: CB5 Kompaktapin mit 4,5 cm Implantationstiefe

Gruppe 3b: CB5 Kompaktapin mit 5,5 cm Implantationstiefe

Bei jedem Versuch wurde mittels Zielgerät, K-Draht und 10 mm Bohrer standardisiert ein 55 mm langer Bohrkanal vom Ansatz des vorderen Kreuzbandes zur anteromedialen Außenseite der Tibia angelegt und dann das Zielgerät von distal soweit in den Kanal vorgeschoben, bis die Distanz „a“ = 1,5 cm betrug. Diese Entfernung konnte über eine Skalierung am Trokar vermessen werden. Danach erfolgte eine Bohrung mit einem 4 mm bzw. 5 mm Bohrer, abhängig vom Durchmesser des untersuchten CB Pins, über das Zielgerät bis zur jeweiligen Gesamttiefe von 3,5 cm, 4,5 cm oder 5,5 cm. Nach Einbringen des CB4 oder CB5 Kompaktapins in die entsprechende Tiefe mit Hilfe eines Stößels, wurde das Zielgerät entfernt. Proximal wurde der Bohrkanal durch einen runden Aluminiumzylinder mit 10 mm Durchmesser und 10 mm Höhe ähnlich einem Korken verschlossen. Zur Messung in der Universalmessmaschine folgte nun eine Fixation des proximalen Endes der Tibia in einem Zylinder mit Kunstharz (s. Abb. 12). Die Tibia wurde dabei soweit geneigt, dass der Stößel mit 10 mm Durchmesser und 2° Konus an der Spitze senkrecht zur Grundplatte und zum Kompaktapin stand, wenn er von distal in den Bohrkanal vorgeschoben wurde. Über die Druckfinne der Messmaschine übte der Stößel dann während der Messung bei einer Geschwindigkeit von 1 mm/sec eine zunehmende

Kraft bis zum Versagen auf den Kompaktapin aus. Auch hier wurde ein Kraft-Weg Protokoll für jeden Versuch aufgezeichnet.

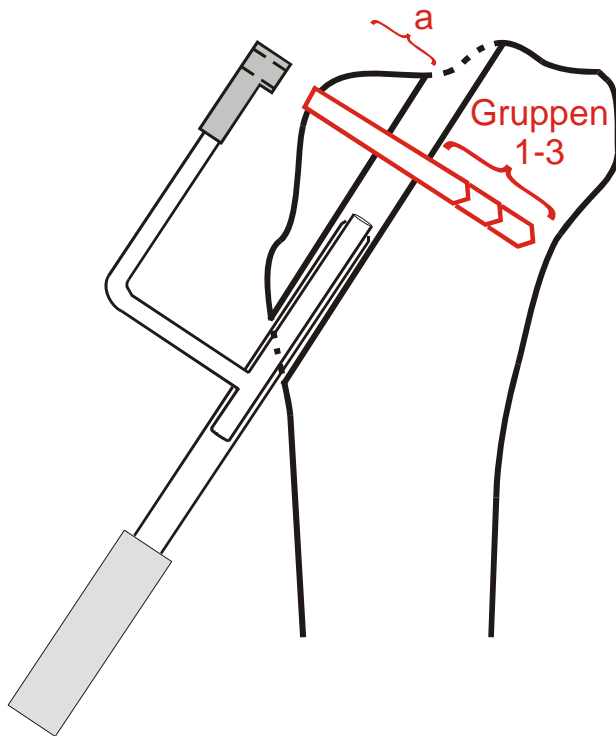


Abb. 11: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Implantationstiefen der Gruppen



Abb. 12: Darstellung eines in Kunstharz eingebetteten Präparates in der Prüfmaschine

## 2.7 Untersuchung zur Zugfestigkeit von porkinen BTB-Transplantaten bei transtendinösen Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins

Durch Applikation eines CB4 bzw. CB5 Kompaktapins an der Blockinsertion des Sehngewebes ist eine substantielle Schädigung des Transplantates nicht auszuschließen. Daher wurde in einem weiteren Vorversuch an isolierten BTB-Transplantaten vom Schwein das Ausmaß dieser Schädigung weiter untersucht. Hierzu wurde die maximale Zugfestigkeit von BTB-Transplantaten, nach Einbringen eines Kompaktapins am Übergang von Ligament zum Knochenblock, mit der maximalen Zugfestigkeit nativer BTB-Transplantate vom Schwein verglichen.



An 45 Schweineknien gelenken wurde nach Präparation ein BTB-Transplantat wie unter 2.2 beschrieben entnommen. Mittels 1,4 mm Bohrer erfolgte zusätzlich die Anlage von zwei transkortikalen Bohrungen an allen patellaren Knochenblöcken. Die Transplantate wurden dann per Zufallsprinzip auf drei Gruppen mit jeweils n = 15 verteilt.

Gruppe 1: Isoliertes BTB-Transplantat ohne Kompaktapin Implantation (Vergleichsgruppe)

Gruppe 2: Isoliertes BTB-Transplantat mit CB5 Kompaktapin Implantation

Gruppe 3: Isoliertes BTB-Transplantat mit CB4 Kompaktapin Implantation

Die weitere Vorbereitung der BTB-Transplantate betraf zunächst nur die Gruppen 2 und 3. In diesen Gruppen wurde ein Kompaktapin im Sinne der transtendinösen Frontcross-Fixation am Übergang von Knochenblock zum Ligament eingebracht. Um den umgebenden Knochen der Tibia beim Einbringen des Kompaktapins in das BTB-Transplantat zu simulieren und das Präparat hierbei zu stabilisieren, wurde eine spezielle Haltevorrichtung angefertigt (s. Abb. 13). In der Mitte dieser Haltevorrichtung befindet sich ein Metallblock, in den mittig und waagrecht über die gesamte Länge ein Bohrkana mit 10 mm Durchmesser und dazu senkrecht ein 5 mm breiter Spalt bis zur Oberseite eingearbeitet wurde. Diese Bohrung entspricht dem tibialen Bohrkana, in dem im Knochen das Transplantat befestigt wird. Zunächst wurde durch die Bohrungen des patellaren Knochenblockes ein Haltefaden eingezogen. Zum Einspannen wurde der tibiale Knochenblock in der linksseitigen Haltevorrichtung befestigt und der patellare Knochenblock so in den Kana des Metallblockes eingezogen, dass das Ligament oben lag. Vom rechtsseitigen Ende des Metallblockes wurde das Zielgerät in den Bohrkana eingebracht und der Haltefaden durch die innere Führungshülse gezogen. Das BTB-Transplantat wurde mittels Haltefaden unter Spannung gebracht und der Faden rechtsseitig an einer Flügelschraube befestigt.

An dem aufgespannten BTB-Transplantat wurden dann die einzelnen Schritte des Einbringens eines Kompaktapins vorgenommen. Zunächst wurde das Zielgerät auf die Knochenblocklänge von 20 mm eingestellt und der Zielbügel und die innere Führungshülse bis vor den Knochenblock geschoben. Auf Grund der bereits eingearbeiteten Rinne, die senkrecht bis auf das Transplantat herabreicht, entfiel der nächste Schritt der normalerweise nun folgendenden Bohrung. Es erfolgt das Einschlagen des 4 mm bzw. 5 mm Trokars über eine Hülse und anschließendes Einbringen des CB4 bzw. CB5 Kompaktapins vor den Knochenblock und durch den



Sehnenstreifen. Danach wurde das BTB-Transplantat aus der Haltevorrichtung entfernt.

Bei allen drei Gruppen wurde nun in die beiden Bohrlöcher des Knochenblockes jeweils ein kurzer 1,2 mm K-Draht eingeführt, um bei der anschließenden Einbettung des patellaren Knochenblockes in Kunstharz eine sichere Verankerung zu gewährleisten. Die Einbettung in Kunstharz erfolgte bis ca. 3 mm unterhalb des Ligamentansatzes, so dass noch wenige Millimeter Knochenblock aus dem Gießzylinder herausragen (s. Abb. 14). Gießzylinder und BTB-Transplantat wurden abschließend zur Messung in die Universalmessmaschine eingespannt. Die Messung bis zum Versagen, in diesem Fall die Ligamentruptur oder der Bruch des Knochenblockes, erfolgte mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/sec. Es wurden auch hier Kraft und Weg gemessen. Bestimmt wurde im Anschluss die maximale Zugfestigkeit.

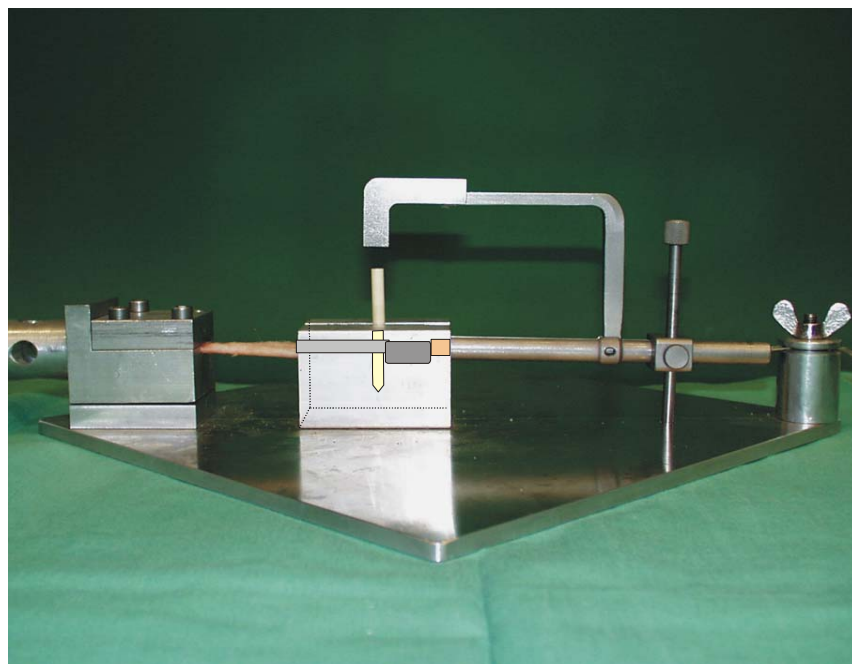


Abb. 13: Haltevorrichtung mit Zielgerät und eingespanntem BTB-Transplantat; zusätzliche schematisch Darstellung der Lage von Kompaktapin und BTB-Transplantat innerhalb des Metallblocks

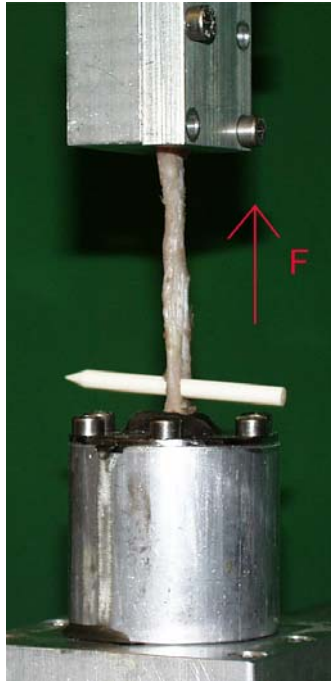


Abb. 14: In Methylmethacrylat eingebettetes BTB-Transplantat mit Kompaktapin in der Materialprüfmaschine

## 2.8 Untersuchung zur Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB 4 und CB 5 Kompaktapins

Nach Abschluss der Vorversuche erfolgte der Hauptversuch zur Frontcross Fixation. Es wurde eine biomechanische Untersuchung des gesamten Konstrukts, bestehend aus BTB-Transplantat, Kompaktapin und umgebenden Knochenstrukturen, nach Fixation an der Tibia vom Schwein durchgeführt. Fünf verschiedene Variationen der Frontcross Fixation wurden hierbei miteinander verglichen. In der klassischen Form erfolgte das Einbringen des CB 4 bzw. CB 5 Kompaktapins am Übergang vom Knochenblock mittig durch das Sehnenband (transtendinöse Frontcross Fixation). Durch Drehen des BTB-Transplantates um 90 Grad wurde als Variante der Kompaktapin parallel zum Ligament eingebracht (extratendinöse Frontcross Fixation). In diesen vier Gruppen erfolgte die Verwendung von BTB-Transplantaten mit 20 mm Knochenblocklänge. In einer fünften Variante wurde die Länge des patellaren Knochenblockes des BTB-Transplantates auf 10 mm reduziert und in der transtendinösen Technik mit einem CB 5 Kompaktapin fixiert. Eine biomechanische Untersuchung jeder dieser fünf Varianten der Frontcross Fixation erfolgte sowohl durch

direkten single-load als auch nach vorhergehender zyklischer Belastung, so dass insgesamt 10 Gruppen miteinander verglichen wurden.

110 porkine BTB-Transplantate und dazugehörige porkine Tibiae wurden, wie unter 2.2 beschrieben, vorbereitet und zufällig auf zehn Gruppen verteilt, wobei den Gruppen 1 und 3 jeweils  $n = 15$  und den übrigen Gruppen jeweils  $n = 10$  zugeteilt wurden.

- Gruppe 1: Einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB5 Pin
- Gruppe 2: 1000 Zyklen mit jeweils 10 - 300 N Belastung und anschließende Belastung bis Versagen nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB5 Pin
- Gruppe 3: Einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB4 Pin
- Gruppe 4: 1000 Zyklen bis jeweils 10 - 300 N Belastung und anschließende Belastung bis Versagen nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB4 Pin
- Gruppe 5: BTB-Transplantat um 90° Grad gedreht (extratendinöse Technik) und einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Fixation mit CB5 Pin
- Gruppe 6: BTB-Transplantat um 90° Grad gedreht (extratendinöse Technik), 1000 Zyklen mit jeweils 10 - 300 N Belastung und anschließende Belastung bis Versagen nach Fixation mit CB5 Pin
- Gruppe 7: BTB-Transplantat um 90° Grad gedreht (extratendinöse Technik) und einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Fixation mit CB4 Pin
- Gruppe 8: BTB-Transplantat um 90° Grad gedreht (extratendinöse Technik), 1000 Zyklen mit jeweils 10 - 300 N Belastung und anschließende Belastung bis Versagen nach Fixation mit CB4 Pin
- Gruppe 9: Knochenblocklänge von 10 mm und einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB5 Pin
- Gruppe 10: Knochenblocklänge von 10 mm und 1000 Zyklen mit jeweils 10 - 300 N Belastung und anschließende einmalige Belastung bis Versagen nach Fixation in transtendinöser Technik mit CB5 Pin

Der Ablauf der Fixation des BTB-Transplantates gestaltete sich in allen zehn Gruppen nahezu gleich. Der patellare Knochenblock des BTB-Transplantates wurde zunächst mit einem Haltefaden armiert. Mittels eines konventionellen Zielgerätes für eine VKB-Plastik erfolgte dann an der Tibia die Anlage eines Transplantattunnels mit 10 mm Durchmesser, beginnend an der anteromedialen Seite der Tibia und endend im Bereich der Area intercondylaris. Anschließend erfolgte das Einziehen des Transplantates mit dem patellaren Knochenblock in den tibialen Bohrkanal. Dabei wurde das BTB-Transplantat so eingezogen, dass das Ligament in den Gruppen 1 bis 4, 9 und 10 ventralseitig und in den Gruppen 5 bis 8 um 90 Grad im Uhrzeigersinn gedreht lag. Da in der Praxis üblicherweise die femorale Fixation zuerst erfolgt und um eine Anspannung des Transplantates zu erreichen, wurde diese durch ein angehängtes Gewicht von 3 kg an dem tibialen Knochenblock des BTB-Transplantates, mit Zug in Richtung des Bohrkanals, simuliert. Nach Einstellen des Zielgerätes auf eine Blocklänge von 20 mm für die Gruppen 1 bis 8 bzw. 10 mm für die Gruppen 9 und 10 wurde das Zielgerät vom distalen Ende des Bohrkanals bis an den patellaren Knochenblock vorgeschoben und über einen K-Draht fixiert (s. Abb. 15). Entsprechend dem Pindurchmesser erfolgte dann eine Bohrung mit einem 4 mm bzw. 5 mm Bohrer bis zur ventralen Wand des Bohrkanals (s. Abb. 16). Um das Ligament zu schützen, wurde dann ein spitzer Trokar mit 4 mm bzw. 5 mm Durchmesser mit einer dünnwandigen Hülse (0,15 mm Wandstärke) bis zur dorsalen Kanalwand eingetrieben (s. Abb. 17). Der Trokar wurde entfernt und über die verbleibende Hülse erfolgte dann die Bohrung im Bereich der dorsalen Kanalwand mit einem 4,7 mm bzw. entsprechend 3,7 mm Bohrer (s. Abb. 18). Zur Fixation des BTB-Transplantates wurde dann abschließend, nach Entfernen der Hülse, der entsprechende Kortikalispin mit Hilfe eines Stößels und Führungshülse eingeschlagen und das Zielgerät entfernt (s. Abb. 19). Zur Vorbereitung der Messung wurden Tibia und tibialer Knochenblock so in die Universalprüfmaschine eingespannt, dass eine Zugbelastung mit 1mm/sec auf das Transplantat axial zum Bohrkanal ermöglicht wurde.

In den Gruppen 1, 3, 5, 7 und 9 erfolgte jeweils eine Messung mit direkter Belastung bis zum Versagen. Eine Vorkonditionierung der Testpräparate wurde nicht durchgeführt. Dagegen wurde in den Gruppen 2, 4, 6, 8, und 10 das fixierte Transplantat zuvor mit 1000 Zyklen mit jeweils 10 bis 300 N belastet. Erst dann erfolgte auch hier eine Messung bis zum Versagen des Systems. Aufgezeichnet wurden jeweils die Belastungskurve und die Art des Versagens. Während der Messung erfolgte eine kontinuierliche Befeuchtung.

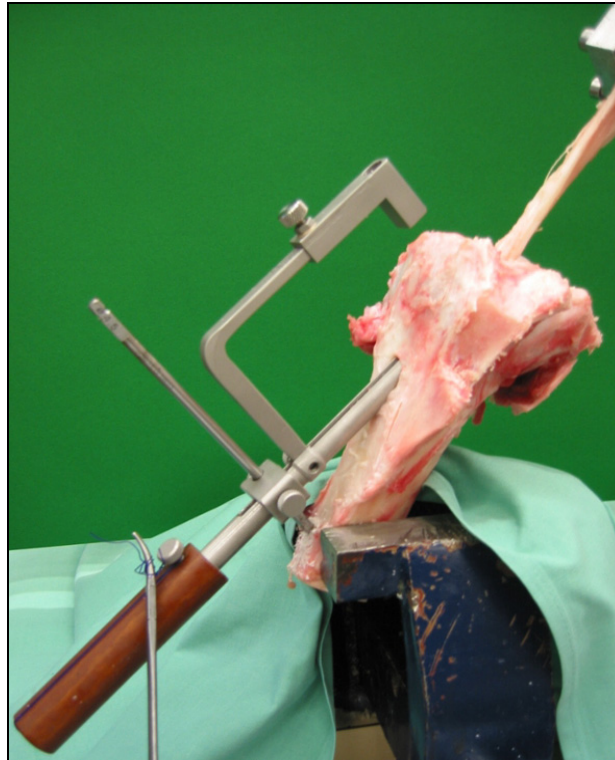


Abb. 15: Erster Schritt der transtendinösen Frontcross-Fixation am der isolierten Tibia vom Schwein: Zielgerät wurde bis an den Knochenblock des BTB-Transplantates vorgeschoben und fixiert

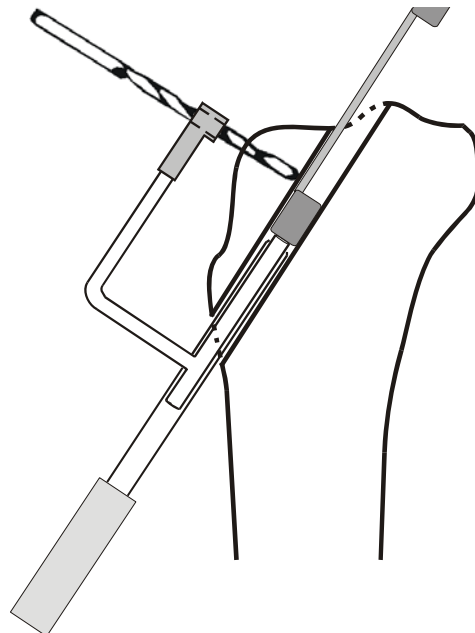


Abb. 16: Zweiter Schritt der transtendinösen Frontcross-Fixation: Bohrung bis zur Ventralseite des Bohrkanals

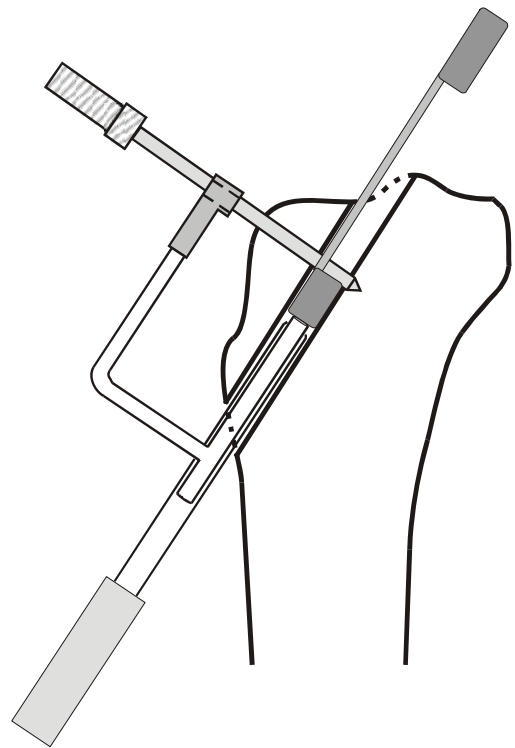
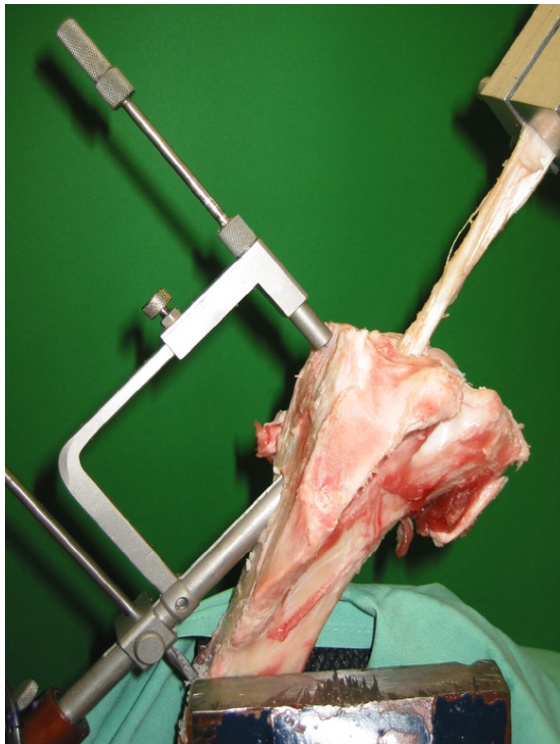


Abb. 17: Dritter Schritt der transtendinösen Frontcross-Fixation: Einbringen des Trokars zum Schutz des Ligamentes des BTB-Transplantates

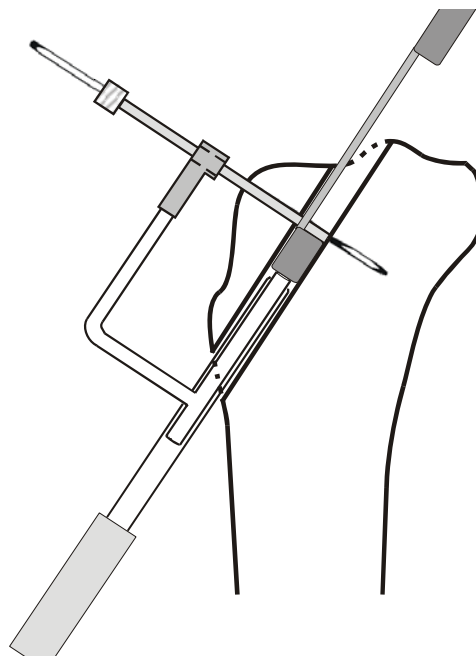


Abb. 18: Vierter Schritt der transtendinösen Frontcross-Fixation: Zweite Bohrung über die Schutzhülse zur Dorsalseite des Bohrkanals



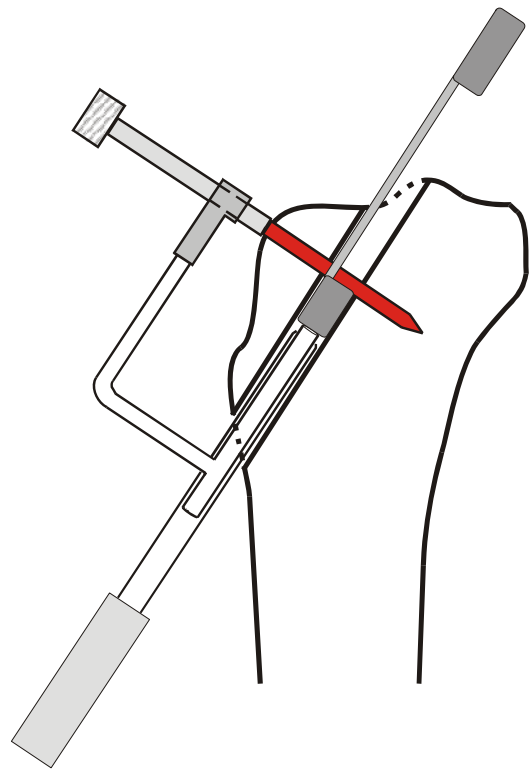
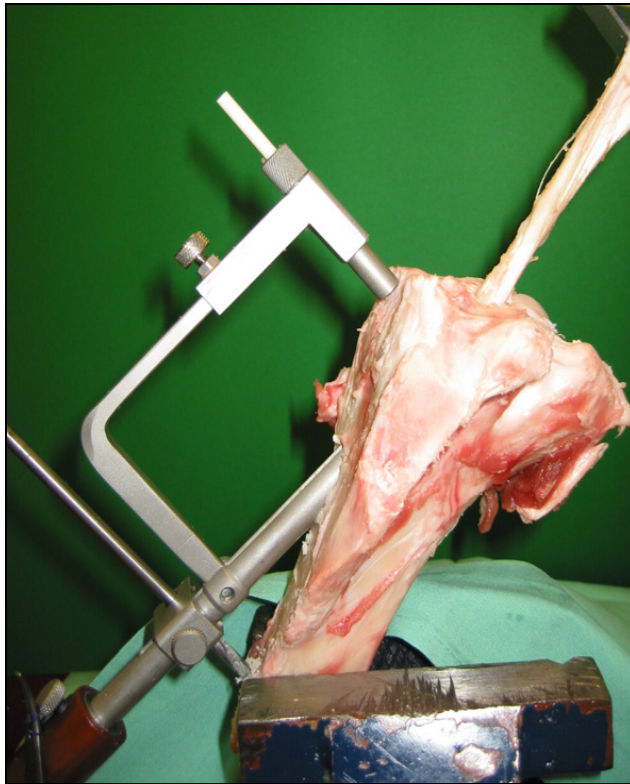


Abb. 19: Fünfter Schritt der transtendinösen Frontcross-Fixation: Einbringen des CB-Pins über eine Führungshülse

Die folgenden Abbildungen zeigen beispielhaft Röntgenbilder dreier Varianten der transtendinösen Frontcross-Fixation nach Einbringen der Kompaktapins.

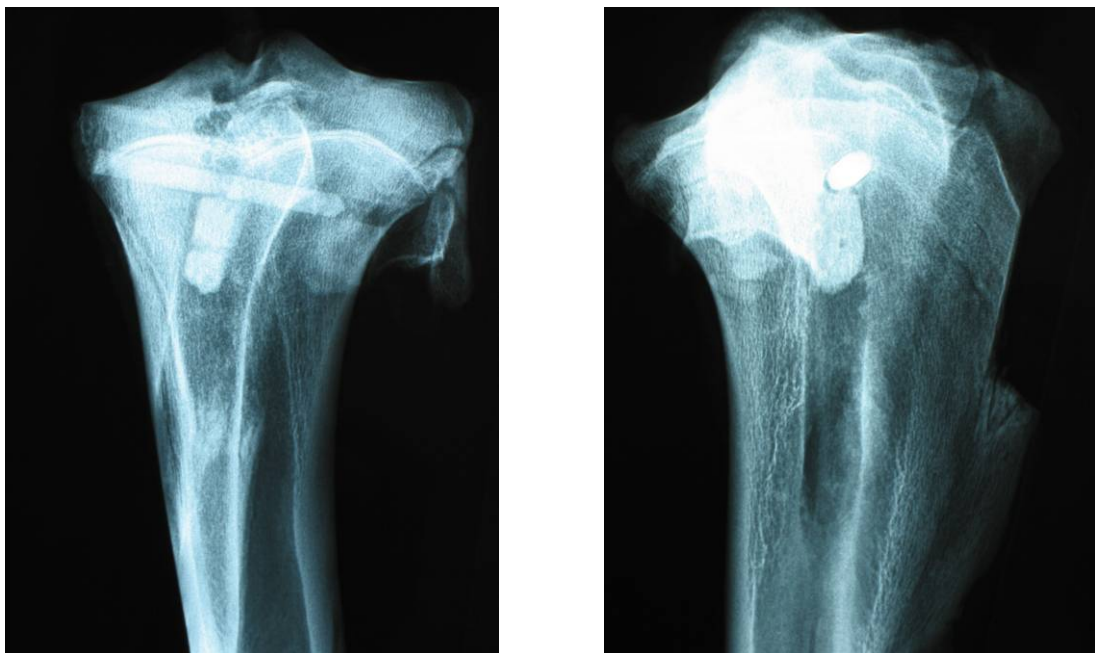


Abb. 20: Röntgenbild ap und seitlich der Tibia vom Schwein nach transtendinöser Frontcross-Fixation eines BTB-Transplantates (20 mm Knochenblocklänge) mit CB5 Pin

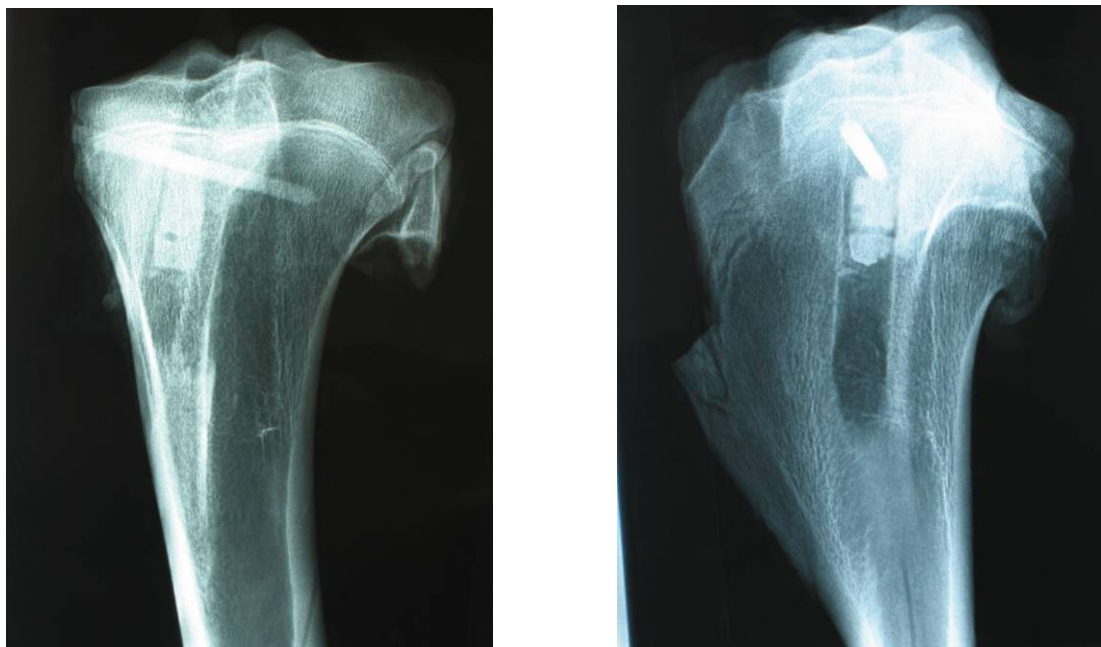


Abb. 21: Röntgenbild ap und seitlich der Tibia vom Schwein nach transtendinöser Frontcross-Fixation eines BTB-Transplantates (20 mm Knochenblocklänge) mit CB4 Pin





Abb. 22: Röntgenbild ap und seitlich der Tibia vom Schwein nach Frontcross-Fixation eines BTB-Transplantates (10 mm Knochenblocklänge) mit CB5 Pin

## **2.9 Untersuchung zur Transplantatfixation in Transcross Fixation mit zwei CB 2,7, CB 3,0 oder CB 3,5 Pins**

Bei relativ kurzem BTB-Transplantat kann nach bereits erfolgter femoraler Frontcross Fixation eine weitere Frontcross Fixation an der Tibia in einigen Fällen nicht durchgeführt werden, da der Kompaktapin zu nah im Bereich der Gelenkfläche eingebracht werden müsste. In diesen Fällen ist alternativ eine Transcross Fixation denkbar. Daher erfolgte abschließend eine Versuchsreihe mit „single-load“ Belastung zur Bestimmung der Steifigkeit und der maximalen Haltekraft der Transcross Fixation mit zwei Kompaktapins.

Fünfundvierzig BTB-Transplantate und Tibiae wurden, wie unter Abschnitt 2 beschrieben, vorbereitet und zufällig auf drei Gruppen mit je n = 15 verteilt.

- Gruppe 1: Einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Transcross Fixation mit zwei CB 2,7 Kompaktapins
- Gruppe 2: Einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Transcross Fixation mit zwei CB 3,0 Kompaktapins
- Gruppe 3: Einmalige Belastung bis Versagen (single-load) nach Transcross Fixation mit zwei CB 3,5 Kompaktapins

Zur Vorbereitung der Messung erfolgte zunächst eine 2 mm Bohrung mittig durch den patellaren Knochenblock und parallel zur Kortikalis, durch den im Anschluss ein Haltefaden gezogen wurde. Mittels Standard-Zielgerät für eine VKB-Plastik wurde dann ein standardisierter Bohrkanal von 10 mm Durchmesser an der Tibia angelegt. Nach Einziehen des patellaren Knochenblockes in den 10 mm Bohrkanal mit Hilfe des Haltefadens, wobei das Ligament ventralseitig lag, wurde an den tibialen Knochenblock ein Gegengewicht von 3 kg mit Zug axial zum Bohrkanal angehängt. Hierdurch wurde auch in diesem Versuch die femorale Fixation simuliert. Unter Anspannung des Transplantates wurde das Zielgerät für die Transcross Fixation von distal in den Bohrkanal eingebracht, über einen K-Draht an der Tibia fixiert und der Zielbügel bis zum Kontakt mit dem patellaren Knochenblock vorgeschoben. Abhängig von der Versuchsgruppe bzw. den verwendeten Kompaktapins, erfolgten dann zwei Bohrungen mit einem 2,7 mm, 3 mm oder 3,5 mm Bohrer über das Zielgerät. Die Bohrungen erfolgten jeweils bis zu einer Tiefe von 5 cm. Abschließend zur Transcross Fixation wurden die entsprechenden CB Kompaktapins mit Hilfe einer Hülse und Stößel

eingbracht und das Zielsystem entfernt. Für die Messung wurden Tibia und tibialer Knochenblock in die Universalmessmaschine eingespannt. In der Universalmessmaschine wurde das Gesamtsystem mit einer Zugbelastung von 1 mm/sec. axial zum Bohrkanal im Sinne eines worst-case Szenarios bis zum Versagen getestet. Bestimmt wurden wiederum maximale Haltekraft, Steifigkeit und die Art des Versagens.

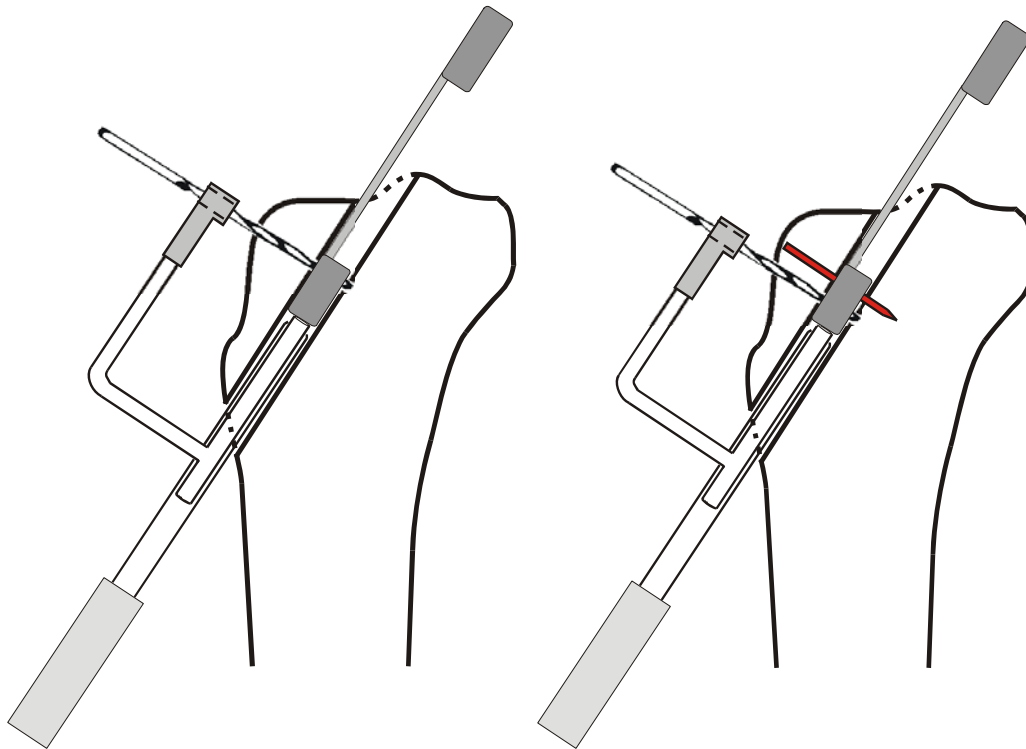


Abb. 23: Schematische Darstellung der Transcross Fixation eines BTB-Transplantates mit zwei CB Kompaktapins

## 2.10 Statistische Auswertung

Mit Hilfe der ermittelten Werte für die Bruchfestigkeit in Newton, der Haltekraft in Newton und der Steifigkeit in Newton pro Millimeter wurden folgende statistischen Werte für alle Versuchsreihen ermittelt:

Der Mittelwert ( $\bar{x}$ ) ist die Summe aller Messwerte einer Messreihe geteilt durch die Anzahl der Messwerte.

Die Standardabweichung (  $S$  ) einer normalverteilten Grundgesamtheit beschreibt den Bereich um den Mittelwert ( $\bar{x} \pm S$ ) in dem mit einer Wahrscheinlichkeit von 68 % ein Wert der Versuchsreihe liegt.

Das Minimum ( Min ) und das Maximum (Max ) ist der jeweils tiefste und höchste Wert einer Messreihe.

Für die weitere statistische Auswertung wurde zunächst eine Normalverteilung der ermittelten Werte für alle durchgeführten Messungen mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests nachgewiesen. Ob signifikante Unterschiede zwischen den Messreihen bestehen, wurde dann mit der ein- bzw. zweifaktoriellen Varianzanalyse bestimmt. Um einen Mehrfachvergleich durchzuführen, erfolgte ggf. ein Post-Hoc Test mit der Scheffé Prozedur. Die Versagensarten wurden mit Hilfe einer Häufigkeitstabelle, dem Qui-Quadrat Test nach Pearson sowie einer Faktoranalyse ausgewertet. Das Signifikanz-Niveau wurde mit  $p < 0.05$  festgelegt.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 - und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell

In diesem Versuch wurde die Bruchfestigkeit von CB4 und CB5 Kompaktapins nach single-load und nach zyklischer Belastung in einem Frontcross-Belastungsmodell bestimmt. Dabei wiesen die 5 mm Kompaktapins mit durchschnittlich 1393,9 N und einer Standardabweichung von 273,6 N in der single-load Gruppe und durchschnittlich 1452,5 N und einer Standardabweichung von 210,5 N in der Gruppe mit vorhergehender zyklischer Belastung eine nahezu doppelt so hohe Bruchfestigkeit auf wie die beiden Gruppen der 4 mm Kompaktapins mit durchschnittlich 600,7 N bzw. 733,5 N und einer Standardabweichung von 126,7 N bzw. 85,8 N. Mit  $p < 0,001$  zeigte sich ein höchst signifikanter Unterschied in der zweifaktoriellen Varianzanalyse zwischen den Gruppen 1 und 2 mit 5 mm auf der einen Seite und den Gruppen 3 und 4 mit 4 mm Kompaktapins auf der anderen Seite. Dagegen fand sich beim Vergleich der Gruppe 1 mit 2 und der Gruppe 3 mit 4 sowohl bei den 5 mm Kompaktapins als auch bei den 4 mm Kompaktapins kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeit zwischen single-load und Belastung nach vorhergehender zyklischer Belastung. Die ermittelten Daten werden in der Tabelle 1 zusammengestellt.

Gruppe	1	2	3	4
Kompaktapin	CB5	CB5	CB4	CB4
Belastungsmodus	single-load	zyklische Belastung	single-load	zyklische Belastung
Mittelwert	1393,9 N	1452,5 N	600,7 N	733,5 N
Standardabweichung	273,6 N	210,5 N	126,7 N	85,8 N
Min.	1012 N	1114 N	488 N	622 N
Max.	1741 N	1703 N	902 N	900 N

Tabelle 1: Ergebnis der isolierten Untersuchung der Bruchfestigkeit von CB5 und CB4 Kompaktapins

In der Abbildung 24 werden die Mittelwerte der Bruchfestigkeit der Gruppen 1 bis 4 mit Standardabweichung dargestellt.

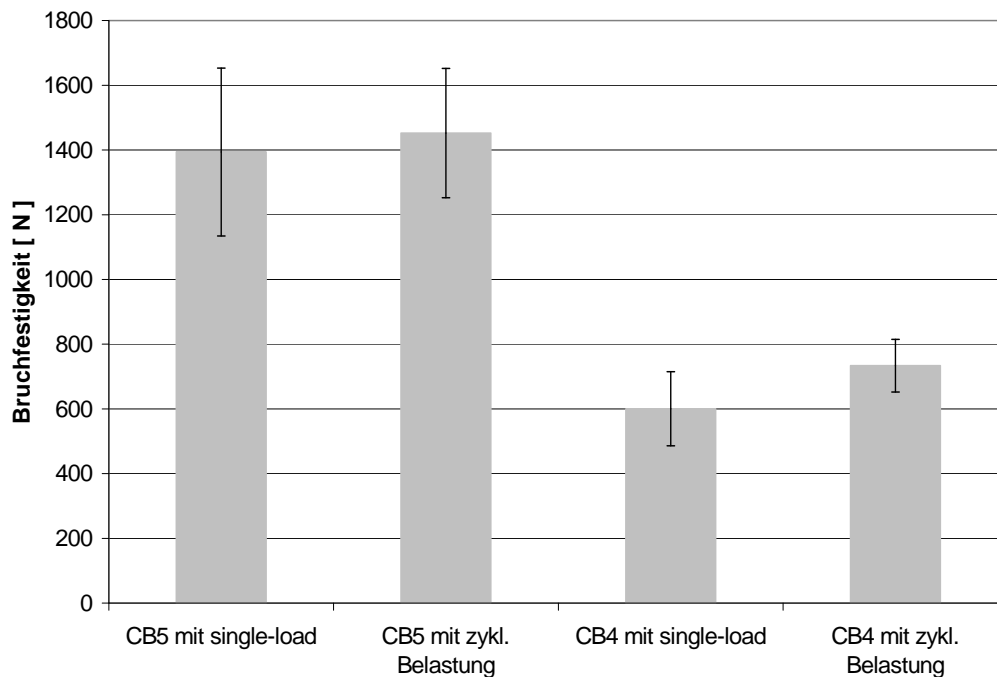


Abb. 24: Bruchfestigkeit mit Standardabweichung der CB5 und CB4 Kompaktapins im Frontcross-Belastungsmodell

### 3.2 Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Pins in Abhängigkeit vom dorsalen Bohrkanalabstand

In diesem Vorversuch wurde der Einfluss des dorsalen Bohrkanalabstands auf die Bruchfestigkeit der CB Pins an der Tibia vom Schwein untersucht. Verglichen wurden CB4 und CB5 Kompaktapins mit einer Implantationstiefe des dorsalen Bohrkanalabstandes von jeweils 1 cm, 2 cm oder 3 cm. Zwischen den drei Gruppen mit CB4 Pins zeigte sich bei einer mittleren Bruchfestigkeit von 553,9 N, 535,2 N und 558,7 N und einer Standardabweichung von 123,8 N, 81,3 N und 74,6 N bei einer Implantationstiefe von 1 cm, 2 cm und 3 cm kein signifikanter Unterschied. Ebenso konnte auch zwischen den drei Gruppen mit CB5 Kompaktapins kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p < 0,638$ ). Im Vergleich zu den Gruppen mit 4 mm Kompaktapin zeigte sich aber in den Gruppen 1b – 3b eine insgesamt deutlich höhere

mittlere Bruchfestigkeit von 1286,4 N, 1332,7 N und 1222,7 N bei einer Standardabweichung von 184,2 N, 146,1 N und 167 N. Unter Anwendung einer zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1a – 3a mit CB 4 Pins und den Gruppen 1b – 3b mit CB 5 Kompaktapins ( $p < 0,001$ ). In der Tabelle 2 werden die erhobenen Messwerte zusammengefasst.

	CB4 Pin			CB5 Pin		
Gruppe Dorsaler Bohr- kanalabstand	1a 1 cm	2a 2 cm	3a 3 cm	1b 1 cm	2b 2 cm	3b 3 cm
Mittelwert der Bruchkraft	553,9 N	535,2 N	558,7 N	1286,4 N	1332,7 N	1222,7 N
Standardab- weichung	123,8 N	81,3 N	74,6 N	184,2 N	146,1 N	167 N
Min.	368 N	421 N	435 N	1023 N	1072 N	989 N
Max.	742 N	644 N	701 N	1645 N	1523 N	1482 N

Tabelle 2: Mittlere Bruchkraft der Kompaktapins in Abhängigkeit vom Durchmesser und des dorsalen Bohrkanalabstands

### 3.3 Untersuchung zur Zugfestigkeit von porkinen BTB-Transplantaten bei transtendinösen Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins

Die Implantation eines Kompaktapins am Sehnenansatz kann zu einer biomechanischen Beeinträchtigung des BTB-Transplantates führen. Zur Beurteilung der Schädigung erfolgte dieser Vorversuch an isolierten BTB-Transplantaten vom Schwein. Die Untersuchung erfolgte an drei Gruppen mit jeweils  $n = 15$ . In der Kontrollgruppe zeigte sich eine mittlere maximale Zugfestigkeit des BTB-Transplantates von 978,8 N bei einer Standardabweichung von 197,5 N. In 6 Fällen kam es zu einer intraligamentären Ruptur, in 2 Fällen zu einer Ruptur am Übergang des Ligamentes zum Knochenblock und in 7 Fällen zu einer Abrissfraktur des überstehenden Knochenblockes. Der kleinste Wert in der Kontrollgruppe lag bei 706 N und der höchste Wert bei 1259 N. In der Gruppe 2, in der ein CB 5 Kompaktapin am

Übergang von Ligament zu Knochen eingebracht worden war, fand sich eine verminderte mittlere Zugfestigkeit von 880 N, bei einer Standardabweichung von 239,1 N. Im Vergleich zur Kontrollgruppe kam es zu einer Verlagerung der Versagensarten. In 2 Fällen trat auch hier eine intraligamentäre Ruptur auf, in 7 Fällen kam es zu einer Bandruptur am Übergang von Ligament zum Knochenblock und in fünf Fällen erfolgte eine Ausrissfraktur des überstehenden Knochenblockes. Auch in der Gruppe 3 lag der Mittelwert der maximalen Zugfestigkeit mit 953,9 N, mit einer Standardabweichung von 165,6 N, leicht unterhalb der Kontrollgruppe. Der kleinste Messwert in dieser Gruppe lag bei 695 N und der größte Messwert bei 1143 N. Vergleichbar der Gruppe 2 ereigneten sich nach Einbringen des 4 mm Kompaktapins ebenso vermehrt Rupturen des Ligamentes am Knochenblockansatz. In zwei Fällen trat eine intraligamentäre Ruptur auf, in 9 Fällen eine Ruptur am Knochenblockansatz und in 4 Fällen eine Abrissfraktur des überstehenden Knochenblockes. Obwohl es im Vergleich zur Kontrollgruppe nach Einbringen von Kompaktapins zu einem vermehrten Auftreten von Bandrupturen am Sehnenansatz kam und ebenso eine Tendenz zur Verminderung der maximalen Belastbarkeit mit zunehmendem Pindurchmesser zu finden war, liegt in Bezug auf die maximale Zugfestigkeit kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen vor. In der Abbildung 25 wird die maximale Zugfestigkeit mit Standardabweichung dargestellt.



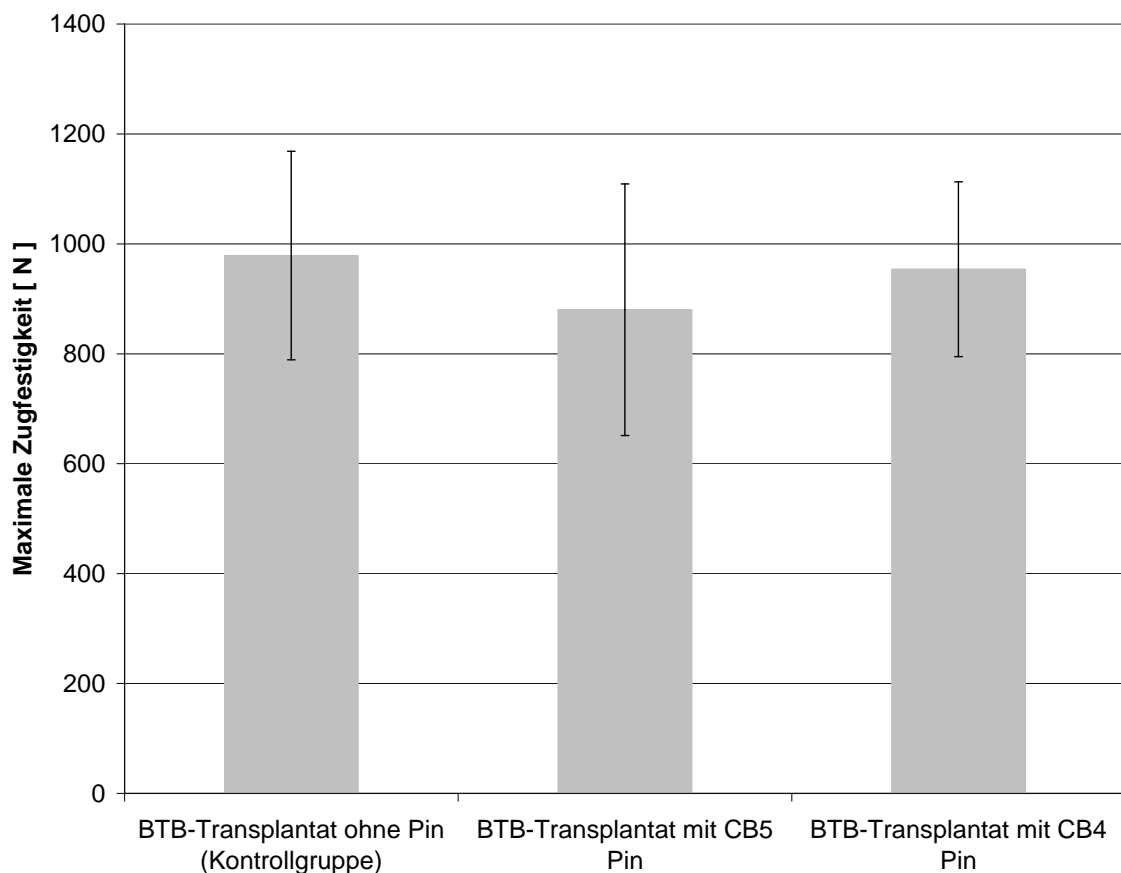


Abb. 25: Durchschnittliche Maximale Zugfestigkeit der Gruppen 1-3 mit Standardabweichung

Aus den Belastungskurven wurde ebenso die Steifigkeit der BTB-Transplantate in diesem Versuchsaufbau für die drei Gruppen bestimmt. Bei einer mittleren Steifigkeit von 86,3 N/mm und einer Standardabweichung von 21,2 N/mm in der Kontrollgruppe fand sich kein signifikanter Unterschied zu den Gruppen 2 und 3 mit einer Steifigkeit von 90,6 N/mm bzw. 91,4 N/mm und einer Standardabweichung von 19,3 N/mm bzw. 31,6 N/mm. Die Messwerte für die maximale Zugfestigkeit und die Steifigkeit sind in der Tabelle 3 zusammengefasst.

	Maximale Zugfestigkeit [N]			Steifigkeit [N/mm]		
Gruppe	I Kontrollgruppe	II CB5 Pin	III CB4 Pin	I Kontrollgruppe	II CB5 Pin	III CB4 Pin
Mittelwert	978,8	880	953,9	86,3	90,6	91,4
Standardabweichung	197,5	239,1	165,6	21,2	19,3	31,6
Min.	706	716	695	59,3	54,3	58,6
Max.	1259	1352	1143	125,5	123,6	156,5

Tabelle 3: Maximale Zugfestigkeit und Steifigkeit der Gruppen 1-3

### 3.4 Untersuchung zur Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB 4 und CB 5 Kompaktapins

In dieser Versuchsreihe wurde die Versagenslast und die Steifigkeit des Gesamtsystems nach Frontcross Fixation eines BTB-Transplantates am Schweineknie-Modell untersucht. In zehn Gruppen wurde der Einfluss der verwendeten Variante, der Knochenblocklänge, des Pindurchmessers und des Belastungsmodus, single-load oder zyklische Belastung, bestimmt.

#### 3.4.1 Maximale Haltekraft

Fünf unterschiedliche Varianten der Frontcross Fixation wurden in dieser Versuchsreihe miteinander verglichen. Jede Variante wurde sowohl einem Single-load, als auch einer maximalen Belastung nach vorhergehender zyklischer Belastung unterzogen. Bezüglich der maximalen Haltekraft zeigte sich in der zweifaktoriellen Varianzanalyse zwischen single-load und zyklischer Belastung kein signifikanter Unterschied ( $p < 0,587$ ). Bei Vergleich der einzelnen Varianten der Frontcross Fixation war die maximale Versagenslast bei Verwendung von BTB-Transplantaten mit 10 mm Knochenblock und 5 mm Kompaktapin signifikant geringer als bei Verwendung von BTB-Transplantaten mit 20 mm Knochenblocklänge und 5 mm Kompaktapin ( $p < 0,001$  und  $p < 0,009$ ). Es zeigte sich ein kein signifikanter Unterschied zwischen den Gr. 1 u. 2 (CB5 in transtendinöser Technik) und Gr. 9 u. 10 (CB5 mm transtendinöser Technik

und CB5 mm mit 10 mm Block) mit  $p < 0.09$ . Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 5 und 6 (CB5 extratendinös) und den Gruppen 9 und 10 (CB5 transtendinös mit 10 mm Block) mit  $p < 0.001$ .

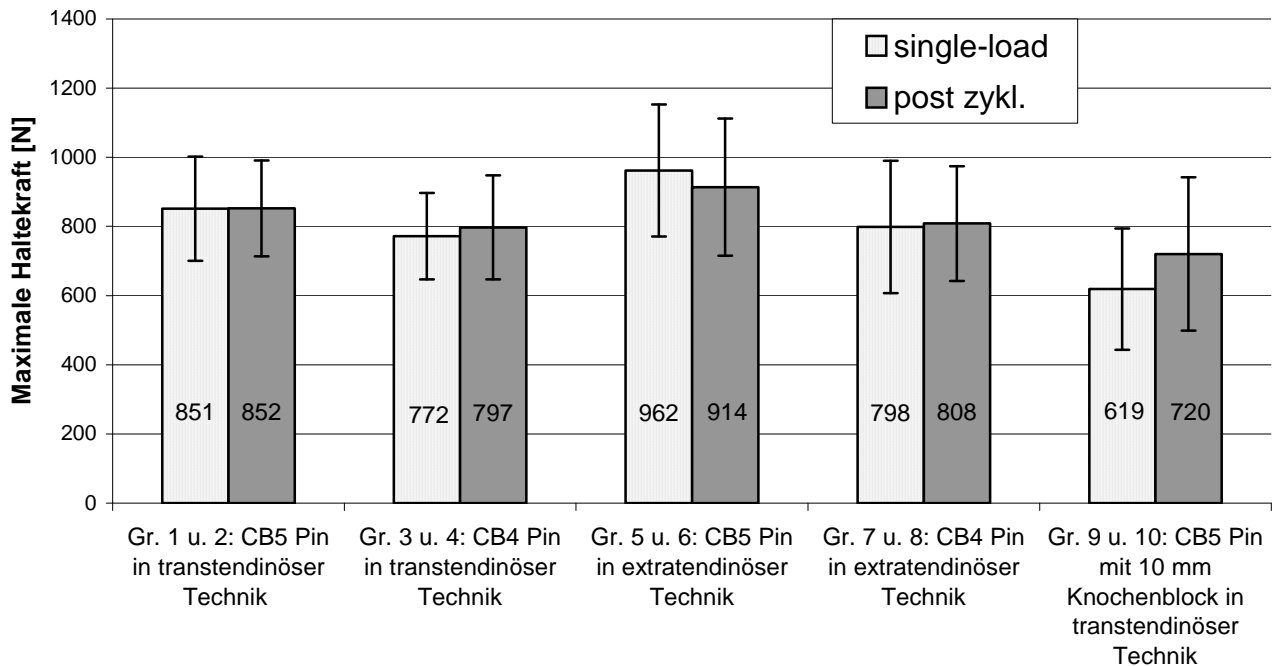


Abb. 26: Maximale Haltekraft der Gruppen 1 bis 10 mit Standardabweichung

Mit einer mittleren maximalen Haltekraft von 618,7 N bzw. 720,1 N und einer Standardabweichung von 175,5 N bzw. 221,8 wurden in den beiden Gruppen 9 und 10 die geringsten Werte gemessen, wohingegen in den Gruppen 5 und 6 mit 961 N und 913 N die höchsten Werte bestimmt wurden. Die Durchschnittswerte der maximalen Belastbarkeit der übrigen sechs Gruppen dagegen lagen zwischen 771 N und 852 N eng beieinander. (s. Abbildung 26).

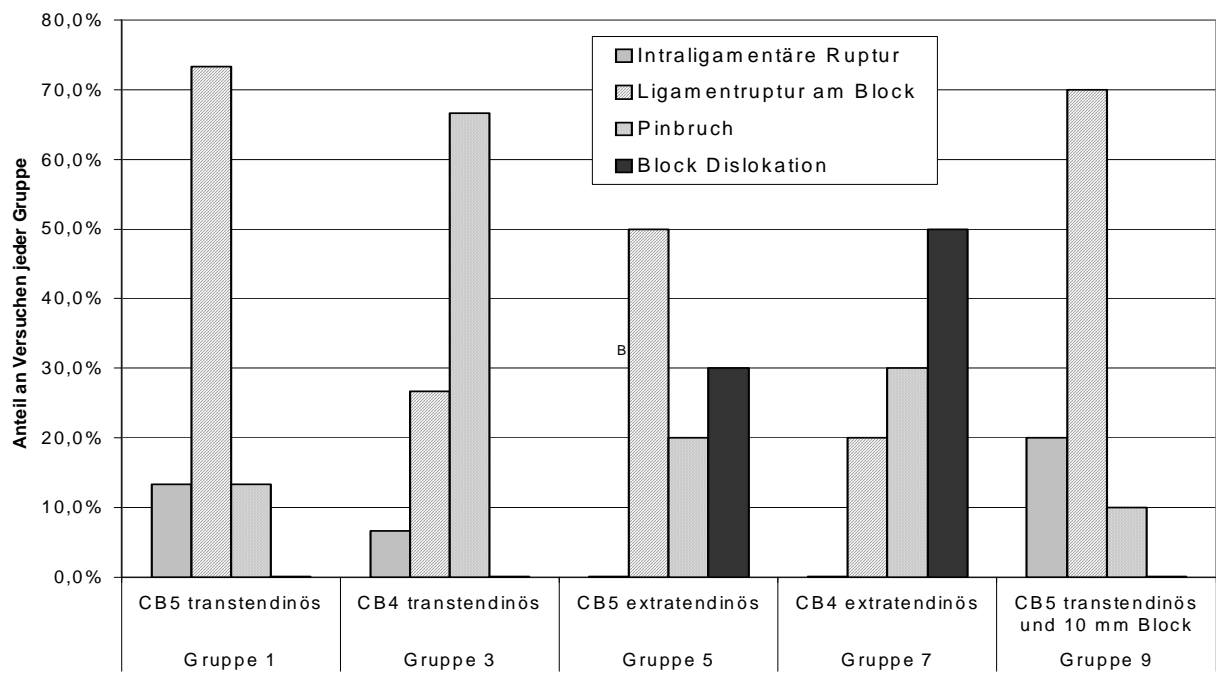
Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert der max. Haltekraft	851,1 N	852,4 N	771,6 N	797,1 N	961,9 N	913,7 N	798,2 N	808,4 N	618,7 N	720,1 N
Standardabweichung	150,5 N	138,8 N	125,2 N	150,7 N	190,9 N	198,8 N	191,6 N	165,9 N	175,5 N	221,8 N
Min.	648 N	595 N	623 N	441 N	629 N	611 N	350 N	608 N	345 N	431 N
Max.	1260 N	978 N	1169 N	986 N	1378 N	1309 N	1140 N	1056 N	869 N	1075 N

Tabelle 4: Maximale Haltekraft der Gruppen 1 bis 10

### 3.4.2 Versagensmodus

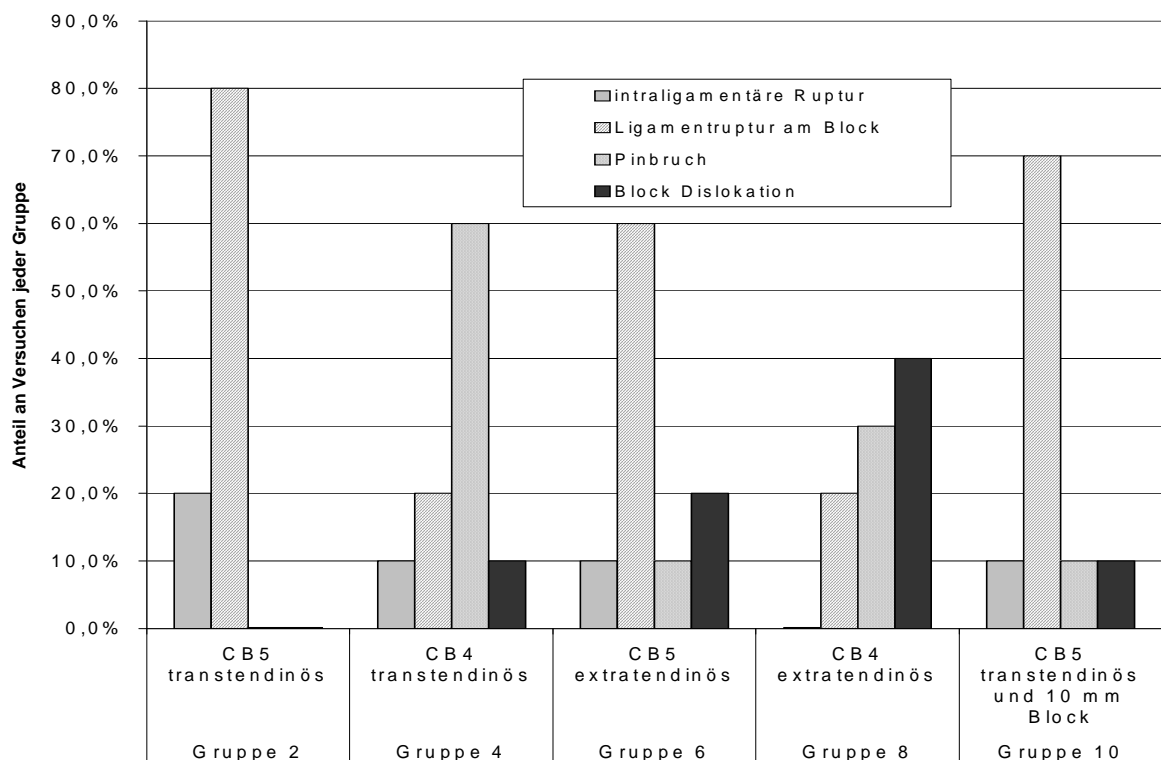
Fünf Versagensarten traten in dieser Versuchsreihe auf, die sich, abhängig vom Durchmesser des verwendeten Kompaktapins und der Variante der Frontcross Fixation, in unterschiedlicher Häufigkeit auf die Gruppen 1 bis 10 verteilen. Nach transtendinöser Frontcross Fixation mit einem CB5 Pin kam es sowohl nach single-load als auch nach zyklischer Belastung mit 73% bzw. 80% überwiegend zu einer Ligamentruptur auf Höhe des Kompaktapins am Knochenblockansatz. Der Chi-Quadrat Test nach Pearson konnte hier einen höchst signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) zu allen anderen Gruppen nachweisen. Ansonsten traten in der Gruppe 1 und 2 noch jeweils zweimal eine mittige Ligamentruptur des BTB-Transplantates und in Gruppe 1 zweimal ein Pinbruch auf. Ein vergleichbares Verteilungsmuster trat in den Gruppen 9 und 10 auf, in denen ebenso ein CB5 Pin durch das Ligament eingebracht wurde, aber der Knochenblock nur eine Länge von 10 mm aufwies. Sowohl nach single-load, als auch nach zyklischer Belastung kam es in 70% zu einer Ruptur des Ligamentes am Knochenblock und jeweils einmal zu einem Pinbruch. Zusätzlich riss in Gruppe 9 in 20% und in Gruppe 10 in 10% mittig das Ligament. Zu einer deutlichen Verschiebung der Versagensart kam es in den Gruppen 3 und 4. Allerdings war auch hier, wie bei allen anderen Fixationsvarianten auch, kein Unterschied der Verteilung zwischen der Gruppe mit single-load und der Gruppe mit zyklischer Belastung nachzuweisen. In diesen beiden Gruppen kam es in 60% bzw. 66% zu einem Bruch des verwendeten

CB4 Kompaktapins. Durch den Chi-Quadrat Test konnte ein signifikanter Unterschied zu allen anderen Gruppen nachgewiesen werden ( $p < 0,001$ ). Nur in 26,7% bzw. 20% kam es zu einer Ligamentruptur am Ansatz des Knochenblockes. Im Vergleich zu den Gruppen 1 und 2 bzw. 9 und 10 verschob sich die Schwachstelle des gesamten Systems. Die Ligamentruptur des BTB-Transplantates spielte auch hier mit 6,7% bzw. 10% nur eine untergeordnete Rolle. Als zusätzliche Variante wurde in den Gruppen 5 bis 8 das BTB-Transplantat um 90° Grad gedreht und der Kompaktapin parallel zum Ligament eingebracht. In diesen Gruppen fanden sich nun sowohl Ligamentrupturen am Knochenblock als auch Pinbrüche und zusätzlich ein Herausrutschen des Knochenblockes an dem Kompaktapin vorbei. In den Gruppen 5 und 6 mit CB5 Pin kam es in 50% bzw. 60% zu einer Ligamentruptur, in 20% bzw. 10% zu einem Pinbruch und in 30% bzw. 20% rutschte der Knochenblock unter Belastung heraus. Im Vergleich dazu nahm die Anzahl der Dislokationen des Knochenblockes bei Verwendung eines CB4 Pins in den Gruppen 7 und 8 um jeweils 20% auf 50% bzw. 40% signifikant zu ( $p < 0,001$ ). Die Anzahl der Ligamentrupturen auf Höhe des Kompaktapins nahm dagegen um 30% bzw. 40% deutlich ab. Ebenso kam es bei Verwendung des CB4 Kompaktapins auch hier zu einer Zunahme der Pinbrüche mit jeweils 30% in beiden Gruppen. Hervorzuheben ist das zusätzlich aufgetretene seitliche Vorbeigleiten am eingebrachten Kompaktapin in den Gruppen 3 bis 8. In den Abbildungen 27 und 28 wird die Verteilung der Versagensarten grafisch dargestellt.



( $p < 0,001$  zw. Gr. 1 und Gr. 3,5 u. 7;  $p < 0,001$  zw. Gr. 3 und Gr. 1,5,7 u. 9;  $p < 0,001$  zw. Gr. 7 und Gr. 1,3,5 u.9)

Abb. 27: Verteilung der vier Versagensarten in den Gruppen mit „single-load“



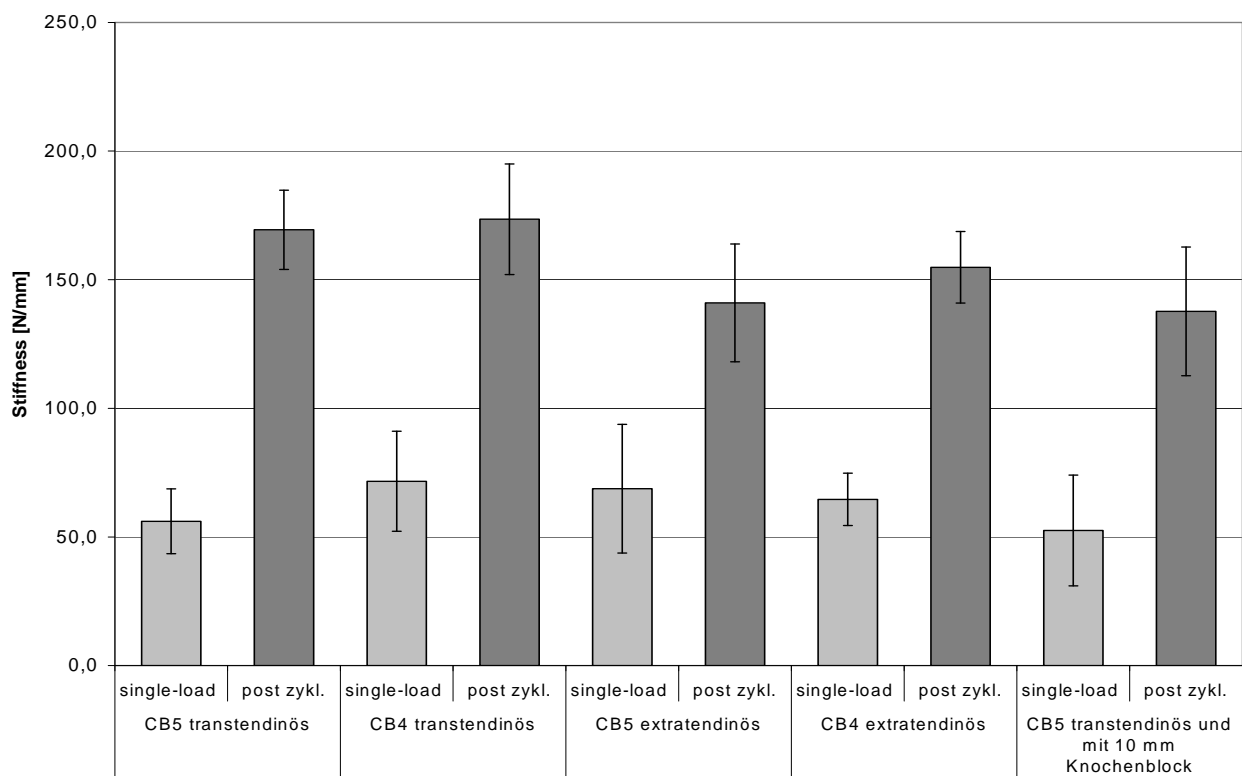
( $p < 0,001$  zw. Gr. 2 und Gr. 4,6 u. 8;  $p < 0,001$  zw. Gr. 4 und Gr. 2,6,8 u. 10;  $p < 0,001$  zw. Gr. 8 und Gr. 2,4,6 u.10)

Abb. 28: Verteilung der vier Versagensarten in den Gruppen mit vorhergehender zyklischer Belastung

### 3.4.3 Steifigkeit

Die Berechnung der Steifigkeit erfolgte mittels des Computerprogramms Excel® aus dem mittleren linearen Teil der Belastungskurven, die durch Zug am Transplantat bis zum Versagen ermittelt wurden. Hierbei zeigte sich in der zweifaktoriellen Varianzanalyse ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen den Gruppen 1, 3, 5, 7 und 9 mit single-load auf der einen Seite und den Gruppen 2, 4, 6, 8 und 10 mit Zug bis zum Versagen nach vorhergehender zyklischer Belastung auf der anderen Seite. Bei Vergleich der einzelnen Varianten der Frontcross Fixation, unabhängig ob „single load“ oder vorhergehende zyklische Belastung, zeigte sich nur ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 3 und 4 mit CB4 Pin in transtendinöser Technik mit 20 mm Knochenblock und den Gruppen 9 und 10 mit CB5 Pin in transtendinöser

Technik mit 10 mm Knochenblock“ ( $p = 0,049$ ). Bei direkter Belastung des Systems bis zum Versagen fand sich bei den unterschiedlichen Varianten der Frontcross Fixation eine durchschnittliche Steifigkeit zwischen minimal 52,5 N/mm, mit einer Standardabweichung von 21,5 N/mm, und maximal 71,6 N/mm mit einer Standardabweichung von 19,4 N/mm. Nach vorhergehender zyklischer Belastung konnte aber eine signifikant höhere Steifigkeit nachgewiesen werden. In der Gruppe 2 war die mittlere Steifigkeit mit 169,4 N/mm dreimal so groß wie in der Vergleichsgruppe 1 mit gleicher Variante der Frontcross Fixation. Aber auch in den Gruppen 4, 6, 8 und 10 war die durchschnittliche Steifigkeit im Vergleich zum entsprechenden Versuch mit single-load um den Faktor 2,1 bis 2,6 gesteigert. In der Abbildung 29 werden die erhobenen Werte veranschaulicht und in der Tabelle 5 für alle Gruppen zusammengefasst.



( $p < 0,001$  zw. single-load (Gr. 1,3,5,7 u. 9) u. zyklischer Belastung (Gr. 2,4,6,8 u. 10);  $p = 0,049$  zw. CB4 Pin in transtendinöser Technik mit 20 mm Knochenblock und CB5 Pin in transtendinöser Technik mit 10 mm Knochenblock)

Abb. 29: Durchschnittliche Steifigkeit der Gruppen 1 bis 10 mit Standardabweichung bei Belastung bis Versagen



Gruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mittelwert (N/mm)	56,1	169,4	71,6	173,5	68,7	141,0 *	64,6	154,8	52,52	137,7
Standardabweichung (N/mm)	13,0	16,2	20,1	22,6	25,0	22,9	10,1	13,9	21,5	25,0
Min. (N/mm)	41,4	144,7	45	119,4	42,8	94,1	49,3	137,4	27,4	100,4
Max. (N/mm)	80,9	195,9	102,5	207,9	111,6	173,7	79,8	177,0	92,8	187,0

( $p < 0,001$  zw. single-load (Gr. 1,3,5,7 u. 9) u. zyklischer Belastung (Gr. 2,4,6,8 u. 10);  $p = 0,049$  zw. CB4 Pin in transtendinöser Technik mit 20 mm Knochenblock und CB5 Pin in transtendinöser Technik mit 10 mm Knochenblock)

Tabelle 5: Daten zur Steifigkeit der Gruppen 1 bis 10 bei Belastung bis Versagen

Um die Veränderung der Steifigkeit während der vorhergehenden zyklischen Belastung aufzuzeigen, wurden in den Gruppen 2, 4, 6, 8 und 10 die Belastungskurven während festgelegter Zyklen registriert. Unabhängig vom Durchmesser des verwendeten Kompaktapins und der untersuchten Variante der Frontcross-Fixation, fand sich in allen Gruppen eine signifikante Zunahme der Steifigkeit zwischen dem 1. und dem 10. Zyklus ( $p < 0,001$ ). Während der ersten zyklischen Belastung wurde in den Gruppen 2, 4, 6, 8 und 10 eine durchschnittliche Steifigkeit von 52,7 – 77,8 N/mm gemessen. Diese stieg bis zum 10. Zyklus auf Werte zwischen 95,3 und 120,5 N/mm an. Im weiteren Verlauf allerdings blieben die berechneten Werte der Steifigkeit innerhalb der einzelnen Gruppen konstant. Im Vergleich zu den Gruppen 2 und 4 wies die Gruppe 10 eine signifikant schlechtere Steifigkeit während der zyklischen Belastung auf ( $p = 0,026$  und  $p = 0,028$ ). In der Tabelle 6 werden die erhobenen Werte für die einzelnen Gruppen aufgeführt.

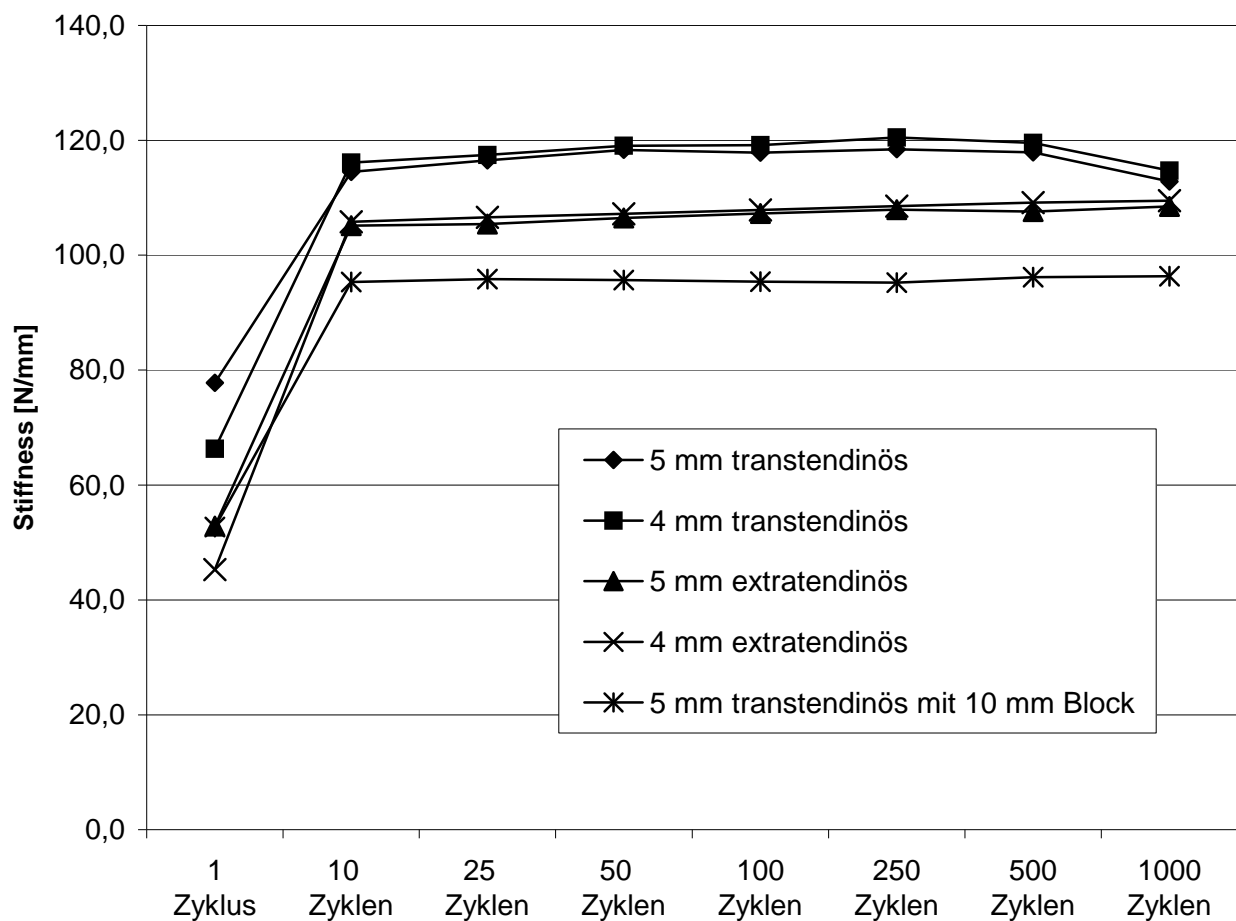
Registrierter Zyklus	1	10	25	50	100	250	500	1000
Gruppe 2								
Mittelwert Steifigkeit [ N/mm ]	77,8	114,5	116,5	118,4	117,8	118,4	117,9	112,8
Standardabweichung [ N/mm ]	18,4	13,2	13,7	13,0	14,4	13,5	13,9	12,7
Min [ N/mm ]	41,7	97,4	100,0	98,0	96,6	96,8	97,0	93,2
Max [ N/mm ]	103,1	136,1	135,4	133,8	137,9	137,5	138,2	129,8
Registrierter Zyklus	1	10	25	50	100	250	500	1000
Gruppe 4								
Mittelwert Steifigkeit [ N/mm ]	66,3	116,1	117,4	119,0	119,2	120,5	119,5	114,7
Standardabweichung [ N/mm ]	22,6	15,8	16,2	16,6	17,9	18,1	18,6	17,4
Min [ N/mm ]	27,7	82,1	82,0	81,9	80,1	79,2	75,8	73,9
Max [ N/mm ]	96,8	129,4	140,8	142,9	142,8	144,1	142,1	133,8
Gruppe 6								
Mittelwert Steifigkeit [ N/mm ]	52,8	105,1	105,4	106,5	107,3	107,9	107,6	108,5
Standardabweichung [ N/mm ]	9,3	9,4	9,1	8,6	8,6	8,7	9,3	6,6
Min [ N/mm ]	38,83	91,79	91,88	91,85	90,74	90,65	87,35	97,27
Max [ N/mm ]	71,84	119,94	120,87	120,47	121,32	121,62	121,94	119,37
Registrierter Zyklus	1	10	25	50	100	250	500	1000
Gruppe 8								
Mittelwert Steifigkeit [ N/mm ]	45,3	105,8	106,6	107,2	107,9	108,5	109,1	109,5
Standardabweichung [ N/mm ]	9,8	15,2	16,6	17,3	17,4	18,5	18,6	19,9
Min [ N/mm ]	25,73	88,9	86,84	86,88	87,02	87,06	88,8	89,03
Max [ N/mm ]	56,98	145,59	148,92	152,17	152,46	155,97	157,39	161,29

Gruppe 10								
Mittelwert Steifigkeit [ N/mm ]	52,7	95,3	95,8	95,7	95,4	95,2	96,2	96,3
Standardabweichung [ N/mm ]	10,7	13,1	13,4	13,8	14,3	14,0	13,9	14,8
Min [ N/mm ]	32,22	69,5	69,89	68,65	68,83	67,85	67,44	67,79
Max [ N/mm ]	69,76	111,3	110,98	111,92	111,86	111,29	112,52	118,51

( $p < 0,001$  zw. Messung während 1. Zyklus und allen weiteren Zyklen;  $p < 0,026$  zw. Gruppe 2 und 10;  $p < 0,028$  zw. Gruppe 4 und 10 über alle Zyklen)

Tabelle 6: Veränderung der Steifigkeit der Gruppen 2, 4, 6, 8 und 10 unter zyklischer Belastung

Die Abbildung 30 stellt die signifikante Veränderung zwischen dem 1. und dem 10. Zyklus und den weiteren Verlauf der mittleren Steifigkeit der fünf untersuchten Gruppen graphisch dar.



( $p < 0,001$  zw. Messung während 1. Zyklus und allen weiteren Zyklen;  $p < 0,026$  zw. Gruppe 2 und 10;  $p < 0,028$  zw. Gruppe 4 und 10 über alle Zyklen)

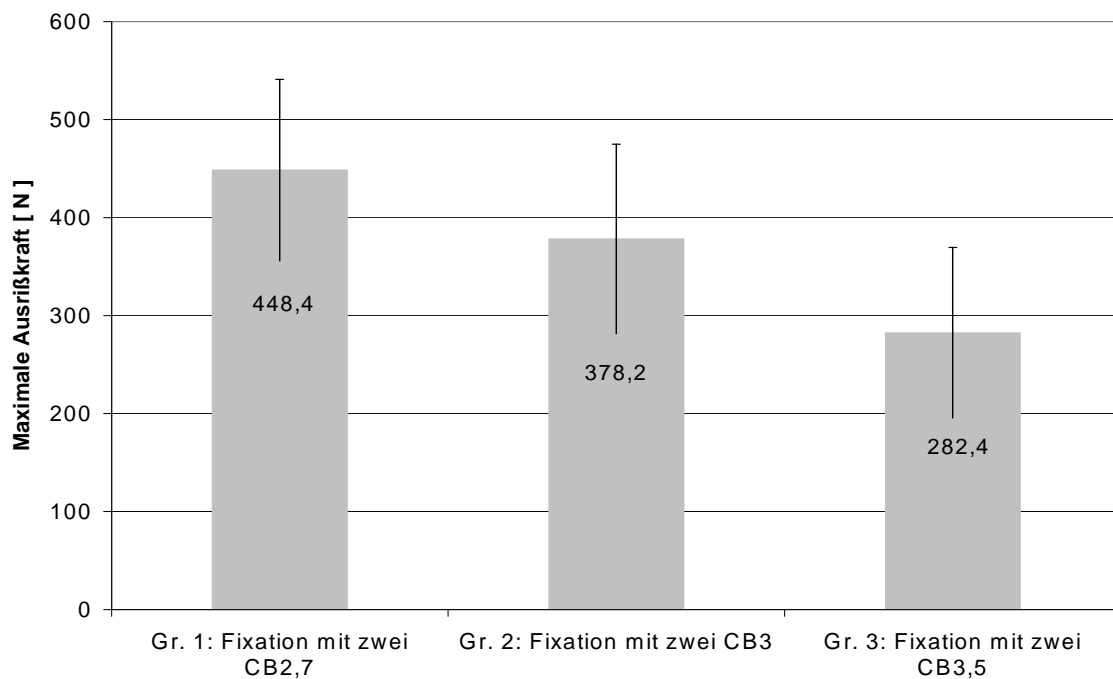
Abb. 30: Veränderung der Steifigkeit während der vorhergehenden zyklischen Belastung von 1000 Zyklen in den Gruppen 2, 4, 6, 8 und 10

### 3.5 Untersuchung zur Transplantatfixation in Transcross Fixation mit zwei CB 2,7, CB 3,0 oder CB 3,5 Pins

In diesem Versuch wurde die maximale Versagenslast und die Steifigkeit nach Transcross Fixation eines BTB-Transplantates mit jeweils zwei CB2,7, CB3, oder CB3,5 Kompaktapins am Schweineknie-Modell untersucht.

Mit zunehmendem Durchmesser der CB Pins zeigte sich eine abnehmende maximale Haltekraft. Bei einem CB Pin Durchmesser von 3,5 mm in der Gruppe 3 und einem Pin Durchmesser von 3,0 mm in der Gruppe 2 wurde eine durchschnittliche Haltekraft von 282,4 N bzw. 378,3 N mit einer Standardabweichung von 90,1 N bzw. 100,4 N

bestimmt. Die größte durchschnittliche Belastbarkeit lag in der Gruppe 1 mit 448,4 N vor. Dadurch ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe 1 und 2 auf der einen Seite und der Gruppe 3 auf der anderen Seite ( $p < 0,05$ ). Zwischen der Gruppe 1 und 2 dagegen bestand kein signifikanter Unterschied. Neben dem Bruch der CB Pins traten in dieser Versuchsserie auch Brüche des Knochenblockes auf Höhe der Durchtrittsstelle der Kompaktapins als Ursache für ein Versagen des gesamten Fixationssystems auf. Während in den Gruppen 2 und 3 in allen Versuchen das Versagen durch einen Blockbruch auf Höhe des Pins verursacht wurde, fand sich in der Gruppe 1 in sieben Fällen ein Blockbruch und achtmal ein Bruch des 2,7 mm Kompaktapins als Ursache eines Transplantatausrisses.



( $p < 0,05$  zw. Gr 3 einerseits und Gr. 1 und 2 andererseits)

Abb. 31: Maximale Haltekraft nach Transcross Fixation mit jeweils zwei CB2,7, CB3 oder CB3,5 Kompaktapins

In der Tabelle 7 werden die erhobenen Messwerte der Gruppen 1 bis 3 zusammengefasst.

Gruppe	1	2	3
Kompaktapin	CB2,7	CB3	CB3,5
Mittelwert der maximalen Haltekraft	448,4 N *	378,3 N *	282,4 N
Standardabweichung	96,0 N	100,4 N	90,1 N
Min.	287,4 N	229,4 N	155,4 N
Max.	596,4 N	528,3 N	353,8 N

( $p < 0,05$  zw. Gr III und Gr. I und II)

Tabelle 7: Durchschnittliche maximale Haltekraft mit Standardabweichung nach Transcross Fixation mit jeweils zwei CB2,7, CB3 oder CB3,5 mm Kompaktapins

## **4 Diskussion**

### **4.1 Vorteile bioresorbierbarer Implantate in der Kreuzbandchirurgie**

Bioresorbierbare Implantate finden eine zunehmende Verwendung in der Patientenversorgung, da sie bei gegebener Indikation im Vergleich zu herkömmlichen Osteosyntheseverfahren wesentliche Vorteile bieten. Durch den Abbau der Fixationselemente im Körper entfällt für den Patienten der Zweiteingriff zur Metallentfernung. Hierdurch kommt es sowohl im Gesundheitssystem als auch auf Seiten der Arbeitgeber -durch Verminderung der Ausfallzeiten am Arbeitsplatz- zu einer deutlichen Kostenersparnis. Durch Verwendung von SR-PGA (self-reinforced polyglycolid acid) und SR-PLA (self-reinforced polylactid acid) Polymeren zur Osteosynthese von OSG-Frakturen, im Vergleich zur Verwendung von Metallimplantaten, konnte Jutilainen, bei vergleichbarer Komplikationsrate, eine deutliche Kostenverminderung nachweisen (130). Im Bereich der Kreuzbandchirurgie zeigen sich aber noch zwei weitere entscheidende Vorteile. Obwohl in der aktuellen Literatur in 90% der Fälle gute oder sehr gute Ergebnisse nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes erzielt werden können (74, 128), stieg die Anzahl von Revisionseingriffen in bestimmten Zentren mittlerweile auf bis zu 30% aller Kreuzbandeingriffe (125, 178, 210, 237). Insbesondere bei vorhergehender Verwendung von direkten Fixationssystemen wie der nicht-resorbierbaren Interferenzschraube wird durch die zunächst notwendige Metallentfernung nicht selten ein erheblicher Schaden im Bereich der Bohrkanäle unumgänglich, wodurch eine erneute Fixation deutlich erschwert wird. Zahlreiche Chirurgen empfehlen daher ein zweizeitiges Vorgehen, wobei die Metallentfernung mit einer Auffüllung der Bohrkanäle mit autogener oder allogener Spongiosa kombiniert werden kann (125, 178, 210, 237). Nach Einwachsen und Verschluss der Bohrkanäle erfolgt dann die entgeltliche Versorgung mit einem neuen Kreuzbandersatz.

Bioresorbierbare Fixationselemente dagegen ermöglichen bei fortgeschrittenem oder sogar vollständigem Abbau eine direkte erneute Stabilisierung des Kniegelenkes, da eine Materialentfernung entfällt. Weiterhin vorteilhaft ist eine nur geringe Beeinflussung einer weiterführenden bildgebenden Diagnostik mit der Magnet-Resonanz-Tomographie durch abbaubare Implantate (227). Insbesondere nach Kapsel-Band Rekonstruktionen mit postoperativen Problemen, wie unklaren Schmerzen, Krepitationen, Blockierungen oder Bewegungseinschränkungen kann das MRT den Chirurgen bei der Festlegung des weiteren Vorgehens unterstützen. Bei nur lokal

begrenzten Artefakten der bioresorbierbaren Implantate (227) können neben Bohrkanallage und Transplantatqualität auch z. B. Knorpelbeschaffenheit und Meniskusläsionen mit einer hohen Genauigkeit postoperativ beurteilt werden (227, 242-243).

Resorbierbare Polymere bieten diese Vorteile und werden schon seit einigen Jahren z. B. in Form von Interferenzschrauben mit guten Ergebnissen in der Kreuzbandchirurgie eingesetzt (19, 24, 26, 83, 92, 104, 109, 164, 167). Dennoch zeigten auch neuere Kompositionsformen, trotz Weiterentwicklung von Herstellungs- und Sterilisationsverfahren, Weichteilreaktionen und Osteolysen (29, 247). Obwohl die Komplikationsrate im Kniegelenksbereich auf Grund einer vom Applikationsort abhängigen verbesserten lokalen Klärkapazität für Polymere niedriger erscheint als z. B. im Sprunggelenksbereich, ist eine Verwendung aber weiterhin genau zu prüfen (115).

#### **4.2 Fixationssysteme aus Knochenkompakta**

Ebenso alle Vorteile abbaubarer Osteosynthesysteme zeigen Implantate aus Knochenkompakta, die bereits seit langem in zahlreichen Formen im Bereich der Chirurgie zur Anwendung kommen.

Bereits 1938 berichtete Kast über die Behandlung von Querbrüchen und Pseudarthrosen mit autogenem Kortikalisknochen sowie über biomechanische Untersuchungen zur Behandlung von Schenkelhalsfrakturen mittels Schrauben und Knochenkeilen aus Kompakta der Tibia (134-135). Kryokonservierte allogene Knochennägel und Knochenschrauben benutzten Schwier und Küppermann zur Behandlung von Innenknöchelfrakturen, sowie zur Refixation von Knochenfragmenten im Bereich des Kniegelenkes, Schulter und Ellenbogen (144). Schwier berichtete 1958 zusätzlich über eine große Anzahl von geschlossenen und offenen Unterschenkelfrakturen, die mit Hilfe kryokonservierter autogener Kortikalisschrauben, allogener mit Cialitlösung konservierter Kortikalisschrauben und mit Cialitlösung konservierter xenogener Rinderkortikalisschrauben behandelt wurden (214). Zaborsky berichtete 1967 über die Anwendung allogener Knochenschrauben zur internen Fixation von Pseudarthrosen in 21 Fällen, die in einprozentiger beta-Propiolactonwasserlösung vorbehandelt wurden (117, 266). Ebenso 1967 berichtete Hommel über die Verwendung von allogenen kältekonservierten Kortikalisbolzen zur Behandlung von Pseudarthrosen, bei Korrekturosteotomien und bei frischen Frakturen



(117). Obwohl die Ergebnisse zum Teil vielversprechend erschienen, waren die Konservierungs- und Sterilisationsmethoden zu diesem Zeitpunkt nicht ausreichend (266). Neben der Kontamination des Knochenmaterials während der Bearbeitung und der Lagerung mit nachfolgenden Infektionen, führten insbesondere die antigenen Eigenschaften des allogenen oder xenogenen Knochenmaterials zu einer humoralen und zellulären Immunantwort mit Histokompatibilitätsproblemen. Diese äußerten sich u.a. in Form von Hämatomen, Infekten und anschließender Instabilität der Osteosynthese (35, 53, 88, 143), so dass sich die Anwendung von Knochenmaterial zur Osteosynthese zunächst nicht durchsetzen konnte. Erst durch Verbesserung und Kombination unterschiedlicher Sterilisations- und Desinfektionsverfahren wie Dekalzifizierung (102), Kryokonservierung (35, 53), Gefriertrocknung (53) und Autoklavierung (46, 53, 255) wurde eine klinische Anwendung möglich. Dies allerdings nur unter der Voraussetzung, dass die mechanischen Eigenschaften der Knochenkompakta auch nach Sterilisation ausreichend erhalten blieben. So nutzte Obwegeser seit 1990 autoklavierte allogene Kortikalisschrauben zur Osteosynthese im Unterkieferbereich, ohne Hinweise auf Infekte oder Fremdkörperreaktionen (185). Im Tutoplast®-Verfahren werden unterschiedliche Verfahren der Sterilisation kombiniert, die Kryokonservierung, die Aceton Behandlung und die Autoklavierung. Ein mit diesem Verfahren vorbehandeltes Material erfüllt alle Anforderungen die für eine notwendige Sterilisationsbehandlung erforderlich sind. Gleichzeitig wird dem Operateur ein Material zur Verfügung gestellt, das eine nahezu unveränderte Stabilität besitzt.

#### **4.3 Bestimmung der Bruchfestigkeit von CB4 und CB5 Kompaktapins im Frontcross Belastungsmodell**

##### **4.3.1 Bewertung der Ergebnisse in Bezug auf Einsatz von Kompaktapins in der Transplantatfixation**

Bisherige Anwendungsbereiche für resorbierbare Fixationssysteme aus Knochenkompakta waren gekennzeichnet durch eine moderate Belastung. Bei Verwendung von Kompaktapins zur Front- oder Transfixation von BTB-Transplantaten würde die Belastung aber deutlich ansteigen. Die Bedeutung der sicheren Fixation ist mit Zunahme einer aggressiveren krankengymnastischen Nachbehandlung nach VKB-Ersatz zunehmend gestiegen. Moderne Behandlungskonzepte beinhalten heute eine frühzeitige Vollbelastung, Freigabe von Beugung und Streckung sowie frühzeitiges Training in der geschlossenen Muskelkette mit Übungen zur Koordination (181, 187,

224). Paulos und Shelbourne konnten dadurch das Risiko einer Arthrofibrose senken, den Rückgang von Schwellung und Schmerzen beschleunigen und eine Muskelatrophie vermindern. Es wurde eine signifikante Funktionsverbesserung erreicht (192, 224-225). Ebenso konnten die Beschwerden im Bereich der Patella durch die Transplantatentnahme signifikant gesenkt werden (224).

Zunehmende Belastung in der Nachbehandlung bedeutet aber auch eine Zunahme der Kräfte, die auf den Transplantat-Fixationssystem-Komplex einwirken. Noyes veranschlagt eine Kraft von bis zu 450 N, die unter normalen Umständen im Alltag auf das VKB einwirken. Diese Abschätzung basiert auf der Erwartung, dass die Belastung im Bereich von 10% bis 20% der maximalen Belastbarkeit des VKB von ca. 2100 N liegt (179). Ähnliche Werte berechnete Morrison in drei Arbeiten von 1968 bis 1970. Geringe Belastungen auf das VKB von ca. 70 N bestimmte er für das Treppaufgehen, Gehen auf gleichbleibender Ebene belastet mit ca. 170 N und eine maximale Belastung bestimmte er für das Herabsteigen einer Treppe mit bis zu 450 N (171-173). Markolf untersuchte 1990, welchen Einfluss aktive und passive Übungen auf die einwirkenden Kräfte am VKB haben. Passive Extension führte erst in den letzten 10° zu einer Zunahme der Belastung, wobei das Maximum bei Hyperextension mit bis zu 240 N bei passiver Mobilisation erreicht wurde. Maximale Belastungen erreichte er in seiner Untersuchung bei aktiver Extension und gleichzeitiger Innenrotation mit bis zu 370 N. Eine Bewegung, die Bestandteil der heutigen Nachbehandlung ist, und postoperativ durch ein Fixationssystem ermöglicht werden muss (161).

In diesem Versuch wurden die durch das Tutoplast®-Verfahren vorbehandelten Kompaktapins in einem rigiden Frontcross-Belastungsmodell, das die operativen Bedingungen nachbildete, einer single-load und einer zyklischen Belastung unterzogen. Die single-load Messung ermöglichte die Bestimmung der maximalen Bruchkraft der Kompaktapins zum Zeitpunkt der Implantation. Durch eine zunehmende Belastung des Kompaktapins mit einer konstanten Geschwindigkeit wurde eine plötzlich auftretende Überbelastung simuliert und die maximale Bruchkraft der Kompaktapins bestimmt. Um eine Beeinträchtigung der Bruchfestigkeit durch Beschädigung der Kompaktapins unter wiederholender Belastung, wie sie in der postoperativen Rehabilitationsbehandlung auftreten, auszuschließen, erfolgte zusätzlich eine Messung der maximalen Bruchkraft nach zyklischer Belastung. Mehr als 900 Bewegungszyklen zwischen 0° und 90° führt ein Patient postoperativ nach Weiss und Paulos in der Woche durch. Sie fordern daher mindestens 1000

Wiederholungen für eine zyklische Belastung vor biomechanischer Testung, wobei Weiss und Paulos pro Zyklus eine Belastung bis auf 150 N ansteigend wählen (251).

Die in dieser Untersuchung durchgeführte zyklische Belastung bis jeweils 300 N lag daher deutlich über der geforderten wiederholten Belastung und entsprach eher den Alltagsbelastungen.

In allen vier Gruppen der Messung, sowohl bei Verwendung von 4 mm als auch bei der Verwendung von 5 mm Kompaktapins, lagen die gemessenen Werte für die Bruchfestigkeit zum Teil weit oberhalb der Kräfte, die im Alltag und in der Nachbehandlung auf das VKB einwirken. Damit zeigt die Untersuchung an isolierten CB4 und CB5 Pins eine ausreichende Primärstabilität der Kompaktapins für eine Verwendung zur BTB-Transplantat Fixation.

#### 4.3.2 Anisotrope Eigenschaften von Knochenkompakta

Auffällig war die nahezu doppelt so hohe maximale Bruchkraft in den 5 mm Kompaktapin Gruppen im Vergleich zu den Gruppen mit 4 mm Kompaktapin. Diese deutliche Differenz kann nicht allein durch die Durchmesserzunahme erklärt werden. Rechnerisch wäre bei proportionaler Steigerung eine um ca. 56 % höhere Bruchfestigkeit zu erwarten. Ebenso finden sich in allen Gruppen deutliche Standardabweichungen mit 15 % bzw. 19% vom Durchschnittswert in den Gruppen 1 und 2 und mit 11 % und 21 % vom Durchschnittswert in den Gruppen 3 und 4, obwohl die Abweichung der Pindurchmesser kleiner  $\pm 0,1$  mm war. Die deutlichen Schwankungen und die überproportionale Zunahme wurden hervorgerufen durch die einzigartige Struktur von Knochen. Katz unterteilt den Aufbau von Knochen in vier Ebenen: Die makroskopische Ebene betrifft den ganzen Knochen, die Mikrostrukturebene beinhaltet die Haverschen-Systeme, die Ultrastrukturebene die Mineral-Kollagen Bündel und die molekulare Ebene das Kollagen und Hydroxyapatit bzw. deren Interaktion (136). Durch das Anpassen an die jeweiligen lokalen Anforderungen kommt es zu einer speziellen Anordnung der Knochenstruktur, wodurch sich in allen Richtungen unterschiedliche elastische Eigenschaften des Knochens ergeben. Diese Eigenschaft wird als „Anisotropie“ bezeichnet (199). Zahlreiche Faktoren beeinflussen die biomechanischen Eigenschaften der Knochenprobe. Dazu zählen u.a. die Art der Spezies, das Alter, die Art des Knochens, die Dichte, das Verhältnis von Kollagen zu Mineralien und die Verbindung zwischen Kollagen und den Mineralien (245). Obwohl die verwendeten Oberschenkelknochen alle von Tieren

gleicher Rassen und gleichen Alters, gleichen Geschlechtes und gleicher Ernährung und Haltung stammten, waren hier Unterschiede zwischen den einzelnen Proben zu erwarten. Evans und Lebow verglichen Proben von jeweils einem Oberschenkel vom Menschen und fanden im lateralen Quadranten eine deutlich höhere Bruchkraft als im ventralen Quadranten. Ebenso fanden sich Unterschiede zwischen den Proben von proximal nach distal entlang des Femurs (82). Auch Gray fand in einer Arbeit zu Ermüdungsfrakturen an Knochenproben aus der Kompakta vom Rinderfemur eine deutliche Streuung der erhobenen Werte, die er auf die biologische Variationsbreite zurückführte (100). Obwohl die Proben in diesem Vorversuch zufällig, auf die Gruppen verteilt wurden, haben alle diese Faktoren Einfluss auf die Messung und die Ergebnisse und können nur schwer vor dem Versuch kontrolliert werden. Trotz der Schwankungsbreite erfüllten aber alle getesteten Kompaktapins in Bezug auf die maximale Bruchkraft die gestellten Anforderungen für eine praktische Anwendung. Auch eine Ermüdung der CB4 und CB5 Kompaktapins unter zyklischer Belastung trat in dieser Versuchsanordnung nicht auf. Häufig findet sich bei Werkstoffen unter wiederholter Belastung ein Ermüdungsfehler. Nach vorhergehender zyklischer Belastung liegt die maximale Belastbarkeit dann unter dem Wert wie er bei einmaliger Belastung vorliegen würde (199). Seireg und Kempke untersuchten die Tibia vom Kaninchen unter wiederholter Belastung. Bei einer Belastung unterhalb 40% der Maximalbelastung waren ca. 1 Millionen Zyklen bis zum Ermüdungsbruch notwendig. Sie erwarten unterhalb dieser Grenze von 40% der Maximalbelastung kaum eine Beeinträchtigung von Knochenkompakta. Bei einer Belastung oberhalb der 40% Grenze kam es dagegen nach 4000 Zyklen zu einer leichten Abnahme der möglichen Maximalbelastung, (217). 4000 Zyklen würden nach Weiss in der Krankengymnastik gegen Ende der 5. Woche erreicht(251). Zu dieser Zeit ist das knöcherne Einwachsen des Transplantates bereits fortgeschritten, so dass bereits eine Entlastung der Kompaktapins zu erwarten ist. Evans und Lebow benötigten ca. 2 Millionen Zyklen, um an Proben aus boviner Tibia einen Ermüdungsfehler auszulösen, wobei auch sie eine breite Streuung der erhobenen Werte auffanden(82).

Die zyklische Belastung der 5 mm Kompaktapins mit 300 N entspricht ca. 20% der gemessenen maximalen Bruchkraft bei single-load, eine Beeinträchtigung ist hier nach Seireg und Kempke also nicht zu erwarten. Im Gegensatz hierzu entspricht eine Belastung der 4 mm Kompaktapins von 300 N nahezu 50 % der maximalen Belastung unter single-load. Aber auch hier fand sich in diesem Versuchsaufbau kein signifikanter Unterschied zur Vergleichsgruppe. Hier ist kritisch anzumerken, dass die

durchgeführten 1000 Zyklen eventuell nicht ausreichen, um eine Schwächung nachzuweisen.

#### 4.3.3 Biomechanische Zuordnung des Versuchsmodells

Das in diesem Vorversuch verwendete Frontcross-Belastungsmodell simulierte annähernd die Bedingungen, die bei Frontcross-Fixation eines BTB-Transplantates an der Tibia vorliegen. Eine genaue Zuordnung des Versuchsaufbaus zu einem bestimmten biomechanischen Test ist nur eingeschränkt möglich, da sowohl ein doppelter Scherversuch an den Rändern des 10 mm Bohrkanals als auch gleichzeitig, bedingt durch den Konus von  $2^\circ$  an der Unterseite des Stempels, ein Biegeversuch durchgeführt wurde. Da ein Nachgeben des umgebenden Materials aber nicht möglich war, entstand ein worst-case Szenario. Auf Grund der zahlreichen einflussnehmenden Faktoren ist ein Vergleich der Literatur nur schwer möglich. Reilly führt in einer Übersichtsarbeit Ergebnisse zu Scherversuchen an boviner Femurkompakta auf (200). Hierbei liegen die aufgeführten Werte zwischen  $43,1 \times 10^6 \text{ N/m}^2$  und  $89,2 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ . Vergleichbar mit den Literaturangaben beträgt in dieser Arbeit, trotz Vorbehandlung, nach Umrechnung der Mittelwert der maximalen Bruchkraft der CB5 Kompaktapins bei  $76,4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$  und der der 4 mm Kompaktapins bei  $51,7 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ .

In Vorversuch dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Bruchfestigkeit von vorbehandelten CB4 und CB5 Kompaktapins, gemessen in einem Fixationsmodell, das einem worst-case Szenario entspricht, deutlich über den maximalen Belastungen liegt, wie sie an einem Transplantat nach VKB-Ersatz in der Rehabilitation auftreten.

#### 4.4 Untersuchung zur Bruchfestigkeit der CB4 und CB5 Kompaktapins in Abhängigkeit von dem dorsalen Bohrkanalabstand

##### 4.4.1 Bewertung der Versuchsergebnisse

Auf Grund des gleichen Alters der Schweine fanden sich nur geringe Größenunterschiede bei den zur Verfügung stehenden Kniegelenken. Bei standardisierter Anlage des Bohrkanals mit 55 mm Länge bei anteromedialer Lage und Zielpunkt auf den tibialen Ansatz des VKB war es möglich, die Distanz „a“ (s. Abb. 13) zwischen Tibiavorderkante und ventraler Begrenzung des 10 mm Bohrkanals mit 15 mm konstant groß zu halten. Variiert werden konnte aber im Rahmen der Frontcross-Fixation die Implantationstiefe auf der dorsalen Seite des Bohrkanals. Um für den

Hauptversuch zur Frontcross-Fixation die optimale Implantationstiefe des Kompaktapins an diesem Versuchsmodell zu bestimmen, erfolgte dieser Vorversuch. Der dorsale Bohrkanalabstand wurde in zwei Stufen von 1 cm bis auf 3 cm gesteigert, wobei eine dorsale Tiefe von 3 cm bei der Größe der vorliegenden Schweinetibiae einer bikortikalen Verankerung entsprach. Bei zunehmender Implantationstiefe kommt es zu einer Zunahme der Abstützfläche des Kompaktapins in der Spongiosa. So hat der CB4 Kompaktapin bei 1 cm dorsaler Implantationstiefe eine Abstützfläche von 157 mm<sup>2</sup>, und der CB5 Kompaktapin eine Abstützfläche von 196,2 mm<sup>2</sup>. Bei einem dorsalen Bohrkanalabstand von 2 bzw. 3 cm nimmt in beiden Gruppen die zur Abstützung in der Spongiosa relevante Oberfläche um 40 % bzw. um nochmals weitere 28 % zu. Ein signifikanter Einfluss der Implantationstiefe bzw. der Abstützfläche auf die maximale Bruchfestigkeit, sowohl in den Gruppen der 4 mm Kompaktapins als auch in den Gruppen der 5 mm Kompaktapins, konnte in diesem Versuch nicht nachgewiesen werden. Auf Grund eines fehlenden Unterschiedes wurde daher für den Hauptversuch zur Frontcross-Fixation ein dorsaler Bohrkanalabstand von 2 cm gewählt. Messfehler bis 1 cm beim Einbringen des Kompaktapins hätten danach in der klinischen Anwendung keinen Einfluss.

Der hier durchgeführte Versuch ähnelt dem ersten Vorversuch, wobei in diesem Versuch der Kompaktapin aber von Knochenspongiosa umgeben ist und nicht in einem rigiden Frontcross-Belastungsmodell liegt. Trotzdem war die bestimmte maximale Bruchkraft der CB4 und der CB5 Kompaktapins in beiden Versuchen vergleichbar hoch. Das umgebende Material hat bei ausreichender Abstützung nur geringen Einfluss auf die maximale Bruchfestigkeit der vorbehandelten Kompaktapins.

#### 4.4.2 Das Kniegelenk des Schweins als Versuchsmodell

In dieser Arbeit wurden fast alle biomechanischen Untersuchungen an Schweineknieen durchgeführt. Eine direkte Übertragung der Ergebnisse auf humane Kniegelenke ist daher immer mit Bedacht vorzunehmen. Dies trifft auch auf eine Aussage über einen optimalen dorsalen Bohrkanalabstand bei humanen Kniegelenken zu. Der Vorteil von Tiermodellen liegt in der Verfügbarkeit und den geringeren Schwankungsbreiten der Knochendichte und der Knocheneigenschaften bei Tieren gleichen Alters und gleicher Aufzucht. Humane Kniegelenke von Spendern jüngeren Alters stehen dagegen nur begrenzt zur Verfügung und Kniegelenke älterer Spender weisen häufig eine deutlich schlechtere Knochenqualität auf, wodurch die Vergleichbarkeit biomechanischer

Untersuchungen eingeschränkt wird. McKeon weist darauf hin, dass die Knochendichte der Kniegelenke eines ausgewachsenen Schweins und eines jungem Menschen nahe beieinander liegen, während die des alten Menschen deutlich davon abweicht (168). Nurmi bestimmte mittels CT die Knochendichte von 18 porkinen Tibiaköpfen an der Stelle, an der die Fixation der Knochenblöcke der BTB-Transplantate erfolgt und vergleicht diese Werte mit denen humaner Kniegelenke junger Menschen. Die mittlere Knochendichte lag dabei beim Schwein mit  $210 \pm 45 \text{ mg/cm}^3$  signifikant höher als in den beiden Vergleichsgruppen von jeweils 21 Frauen und 21 Männern. Bei einem Durchschnittsalter von 24 Jahren in beiden Gruppen fand er bei den Frauen eine durchschnittliche Knochendichte von  $129 \pm 30 \text{ mg/cm}^3$  und bei den Männern von  $134 \pm 34 \text{ mg/cm}^3$ . Er weist aber daraufhin, dass in mehr als 60 Prozent eine Überschneidung der Werte des humanen Knochens mit den Werten der porkinen Knochen vorlag (183). Die Arbeitsgruppe um Fulkerson bestimmte die Knochendichte der porzinen Tibiaköpfe mit einem Durchschnittsalter der Tiere von 24 Monaten mittels DXA Verfahren und verglich die Werte mit den Daten der amerikanischen Gesellschaft für Osteoporose, aufgeteilt in Altersgruppen von jeweils 10 Jahren. So stimmte die bei ihm gemessene durchschnittliche Knochendichte der verwendeten porzinen Tibiaköpfe von  $1,42 \text{ g/cm}^2$  mit der humanen Vergleichsgruppe im Alter von 20 – 29 Jahren überein. Für einen zweiten Teil seiner Arbeit verwendete er humane Kniegelenke von Spendern mit einem Durchschnittsalter von 71 Jahren. In dieser Gruppe lag die durchschnittliche Knochendichte, gemessen mit dem DXA Verfahren, bei  $0,3 \text{ g/cm}^2$  (175). Es besteht somit eine Diskrepanz bezüglich der Knochendichte zwischen älteren humanen Kniegelenken auf der einen und den Kniegelenken junger Menschen und porkiner Kniegelenke, wie hier verwendet, auf der anderen Seite. Trotz Untersuchung am Tiermodell sollen daher bei vergleichbarem Versuchsaufbau am humanen Kniegelenk des jungen Menschen keine größeren Abweichungen zu erwarten sein.

#### **4.5 Untersuchung von porkinen BTB Transplantaten bei transtendinöser Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins**

##### **4.5.1 Einfluss der Faserausrichtung des BTB-Transplantates**

Durch eine Schädigung des Sehnenansatzes im Rahmen der transtendinösen Frontcross-Fixation ergäbe sich eine Schwachstelle der VKB-Rekonstruktion an dieser Stelle. Um den Schaden durch den Bohrvorgang und das Einschlagen des Kompaktapins gering zu halten, wurde zunächst ein Trokar mit dünner Hülse

(Wandstärke 0,15 mm) eingebracht. Hierdurch wurden die Fasern in Längsrichtung gespalten und das Transplantat wurde während der Bohrung durch die Hülse geschützt. Dennoch könnten beim Einbringen des Trokars bzw. des Kompaktapins einzelne Fasern reißen oder auch die knöcherne Insertion der Fasern am Knochenblock bei nicht exakter Lokalisation umschrieben verletzt werden. Neben der direkten Verletzung führt ein seitliches Auslenken der Fasern des Ligamentes durch den Kompaktapin zu einer Richtungsänderung der Kraftübertragung, so dass auch hierdurch eine verminderte Belastbarkeit möglich ist. Woo konnte am humanen vorderen Kreuzband des jungen Menschen zeigen, dass die maximale Zugfestigkeit des nativen vorderen Kreuzbandes um 35% höher liegt, wenn die biomechanische Belastung in anatomischer Richtung und damit in Faserrichtung erfolgt und nicht axial zur Tibia. Durch die Berücksichtigung der anatomischen Anordnung werden die einzelnen Anteile gleichmäßiger rekrutiert und belastet (257). Vergleichbar verändert der Kompaktapin im medialen Bereich des verwendeten BTB-Transplantates die anatomisch vorgegebene Zugrichtung mit möglicher Auswirkung auf die maximale Zugfestigkeit des BTB-Transplantates.

In einem weiteren Versuch wurde daher die Auswirkung der Implantation eines Kompaktapins am Ligamentansatz auf die maximale Zugfestigkeit und die Steifigkeit an isolierten porzinen BTB-Transplantaten untersucht. Hierbei war die Schädigung der untersuchten BTB-Transplantate sowohl nach Einbringen eines CB5 als auch nach Einbringen eines CB4 Kompaktapins in diesem Versuchsaufbau nicht ausreichend, um in Bezug auf die maximale Zugfestigkeit einen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe herbeizuführen. Tendenziell zeigten die erhobenen Messwerte aber eine zunehmende Schädigung der BTB-Transplantate, welches sich in einer Abnahme der maximalen Zugfestigkeit der untersuchten BTB-Transplantate bei größerem Durchmesser der Kompaktapins darstellte. Parallel hierzu kam es zu einer deutlichen Verschiebung der Versagensart. In der Kontrollgruppe traten vermehrt intraligamentäre Rupturen und Blockfrakturen auf, wohingegen bei zunehmendem Durchmesser vermehrt Rupturen des Ligamentes am Knochenblock eintraten.

#### 4.5.2 Literaturvergleich des Versuchsaufbaus

Nachdem in den ersten Vorversuchen die Kompaktapins isoliert untersucht wurden, erfolgte nun als weiterer Teilaspekt eine Untersuchung einer möglichen Schädigung der BTB-Transplantate durch den Kompaktapin. Aber auch in diesem Versuch lagen die erhobenen Werte für die maximale Zugfestigkeit der isolierten BTB-Transplantate in



den Gruppen 2 und 3 deutlich oberhalb der maximalen Belastungen wie sie während der Rehabilitation auftreten. Kritisch zu beurteilen ist die geringe maximale Zugfestigkeit in der Kontrollgruppe mit durchschnittlich 980 N. Wenige Arbeiten finden sich in der Literatur zu biomechanischen Untersuchungen am isolierten BTB-Transplantat vom Schwein und der direkte Vergleich ist eingeschränkt durch unterschiedliche Versuchsbedingungen. Becker untersuchte in einem Vorversuch isolierte Patellarsehnen vom 10-12 Monate alten Hausschwein, wie sie auch hier verwendet wurden, und fand eine mittlere maximale Belastbarkeit von 1752 N, wobei Angaben zur Steifigkeit und zur Messgeschwindigkeit fehlen (25). Zur Befestigung der Sehnen nutzte er eine spezielle Kryofixation. Ebenso fand Miyata mit durchschnittlich 2172 N eine doppelt so hohe maximale Zugfestigkeit der Patallarsehne des ausgewachsenen Hausschweins wie in diesem Vorversuch. Mit 50 mm/min war die Messgeschwindigkeit noch geringer als in diesem Versuchsaufbau. (170).

Auch im Vergleich mit biomechanischen Arbeiten an der humanen Patellarsehne zeigen sich die in diesem Vorversuch in der Kontrollgruppe erhobenen Werte deutlich erniedrigt. Bei Rincon liegt die maximale Belastungskraft der humanen Patellarsehne von „jungen“ Spendern mit Präkonditionierung, das heißt 200 vorhergehende Zyklen zwischen 50 N und 800 N, bei 2376 N und ohne Präkonditionierung bei 1953 N. Auch Rincon nutzte eine speziell entwickelte Kryofixation, um eine Lockerung während der Messung zu vermeiden(202).

Noyes bestimmte die biomechanischen Eigenschaften von sieben zentralen und sieben medialen Anteilen humaner BTB-Transplantate mit einem Durchschnittsalter der Spender von 26 Jahren. Er berichtet über eine maximale Belastbarkeit von 2743 N bzw. 2900 N und einer Steifigkeit von 685 N/mm bzw. 651 N/mm (179-180). Damit ist nach seinen Berechnungen die Steifigkeit humaner BTB-Transplantate 3-4 mal so hoch und die maximale Belastbarkeit 1,5 mal so hoch wie die des vorderen Kreuzbandes. In weiteren Arbeiten von Blevins, Haut und Powlson und Cooper liegen die erhobenen Werte für die maximale Belastbarkeit von Proben der humanen Patellarsehne, abhängig von Alter, Transplantatbreite und Versuchsbedingungen zwischen 1700 N und 3300 N (33, 72, 111). In der Literatur finden sich damit Abweichungen der Werte von nahezu 100%. Cooper fand im zentralen Anteil der humanen BTB-Transplantate eine gering höhere Belastbarkeit für die sowohl eine größere Sehnendicke, verstärkte Sehnenfasern im zentralen Anteil als auch eine gleichmäßigere Rekrutierung dieser Fasern verantwortlich sein können (72). Nachteilig

erscheint daher bei der transtendinösen Frontcross-Fixation, dass genau in diesen Bereich der Kompaktapin eingebracht wird.

Um die Abweichung der gemessenen Werte zur Literatur zu erklären, muss die verwendete Fixierung in der Prüfmaschine betrachtet werden. Jeweils ein Knochenblock der vorbereiteten BTB-Transplantate wurde in Methylmethacrylat gegossen, wobei eine zusätzliche Fixation durch zwei dünne, quer durch den Knochenblock eingebrachte Nägel erfolgte. Hier entstand eine Sollbruchstelle, so dass es unter Zug zum Teil zu einem Bruch auf der Höhe der eingebrachten Nägel kommen konnte. Cooper verwendete ebenfalls quer eingebrachte Metallpinne mit noch größerem Durchmesser zur zusätzlichen Sicherung. Er präparierte zwar auch die Sehne auf eine Breite von 10 mm, so wie sie am häufigsten zum VKB-Ersatz verwendet wird, beließ die anhängenden Knochenblöcke aber deutlich größer und hat diese dann vollständig in Methylmethacrylat eingegossen(72-73). Dies war hier nicht durchführbar, da ansonsten ein Einspannen in der Einspannvorrichtung (s. Abb. 15) zum Einbringen der Kompaktapins nicht möglich gewesen wäre. Aber auch im knöchernen Bereich des Sehnenansatzes kam es zu einem Versagen unter Belastung. Hierfür kommen diverse Ursachen in Frage. Für alle durchgeführten Versuche wurden BTB-Transplantate von Schweinen mit einem Alter von 10-12 Monaten verwendet. Die Tiere sind in diesem Alter zwar nahezu vollständig ausgewachsen, die Epiphysenfugen aber nicht zu 100 % verknöchert. Bei der Präparation der BTB-Transplantate waren keine oder nur sehr gering knorpeligen Anteile zu finden, Beynnon weist aber darauf hin, dass bei noch nicht vollständig ausgewachsenen Tieren eine Schwachstelle im Bereich der Epiphysenfuge am Ligamentansatz entsteht. Er zeigte in seiner Arbeit auch knöcherne Abrisse an dieser Stelle(31). Genau dieser Bereich konnte hier nicht mit eingegossen werden, da die Insertionsstelle des Ligamentes untersucht werden sollte. Nachteilig wirkt sich auch ein anatomischer Unterschied der Form der Patella zwischen Mensch und Schwein aus. Obwohl keine Arbeit, die porcine BTB-Transplantate für biomechanische Untersuchungen verwendet, darauf eingeht, schien die Patella des Schweins am Sehnenansatz spitzer zuzulaufen und damit auch der anhängende Knochenblock. Um den Knochenblock den Begebenheiten des humanen Transplantates anzupassen, erfolgte eine leichte Bearbeitung dieser Spitze. Während bei der biomechanischen Untersuchung einer Fixation mit Interferenzschraube diese Form nur eine untergeordnete Rolle spielt, ist sie bei der Frontcross-Fixation sehr wichtig. Eine Schädigung des Sehnenansatzes ist durch die Präparation nicht sicher auszuschließen, wodurch eine Schwächung in allen drei Gruppen auftreten würde.

Die Fixation von Sehnen zur biomechanischen Untersuchung stellt generell ein Problem dar. Hierzu wurden die unterschiedlichsten mechanischen Klemmtechniken entwickelt, die aber zum Teil zu einer Verletzung der Fasern führen und oftmals auch keine gleichmäßige Belastung der einzelnen Faseranteile ermöglichen (201). Die Kryogenic Fixation, 1982 von Schamhardt eingeführt, ermöglicht eine deutlich sicherere Fixation und vermindert die Schädigung des Gewebes(212). Der Wasseranteil des Bindegewebes wird dabei durch flüssigen Stickstoff eingefroren, wodurch die Sehne besser fixiert werden kann. Nachteilig sind entstehende thermische Einflüsse auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehne im Grenzbereich zur Fixation (201). Rincon untersuchte 2001 den Einfluss der Temperatur der Kryofixation auf die biomechanischen Eigenschaften. Bei  $-50^{\circ}\text{C}$  in einer Aluminiumhalterung beträgt die maximale Zugfestigkeit von Flexorensehnen vom Schwein 1892 N durchschnittlich. Dagegen bei  $-30^{\circ}\text{C}$  in der Aluminiumhalterung liegt die maximale Zugfestigkeit bei nur 1400 N. Nur durch den Temperaturunterschied nimmt die maximale Belastbarkeit des Ligamentes um 28% ab (201). Obwohl die Kryofixation deutliche Vorteile bietet, war eine Anwendung hier nicht möglich, da nicht die mittleren Ligamentanteile untersucht werden sollten. Der Bereich, auf den diese Untersuchung zielte, wäre bei dieser Technik zum Teil mit eingefroren worden. Aber auch das Erhitzen beim Aushärten des hier verwendeten Methylmethacrylats, kann durch einen thermischen Effekt zu einer Schädigung des Sehnenansatzes führen. Johnson ließ daher direkt nach Verwendung des Methylmethacrylat im Kühlschrank aushärten, um diesen Effekt zu vermindern (126). Die hier verwendete Fixation durch das Eingießen in Methylmethacrylat stellt nur eine suboptimale Lösung dar, da auf Grund der spröden Struktur nach dem Aushärten eine schleichende Lockerung auftreten kann (73).

#### 4.5.3 Einfluss der Messgeschwindigkeit auf die Versuchsergebnisse

Wie in allen anderen Versuchen wurde auch hier eine Messgeschwindigkeit von 1 mm/sec gewählt, die am ehesten der Bewegung im Alltag und während der Rehabilitation entspricht. Andere Arbeiten dagegen verwenden eine deutlich höhere Messgeschwindigkeit mit bis zu 100 mm/sec, um eine plötzliche Spitzenbelastung, wie sie während des Traumas auftritt, zu simulieren (33, 73, 179-180, 191). Blevins untersuchte hierzu die Auswirkung der Messgeschwindigkeit auf die biomechanischen Eigenschaften von allogenen BTB-Transplantaten von Spendern zwischen 17 und 54 Jahren. Bei Vergleich zweier Gruppen mit einer Dehnungsrate von 10% bzw. 100% zeigte sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der maximalen Belastbarkeit von

1693 N bzw. 1790 N und der Steifigkeit mit 603 N/mm bzw. 519 N/mm (33). Ebenfalls keine signifikanten Unterschiede bezüglich dieser Parameter fand Kennedy bei einer biomechanischen Untersuchung des VKB und des lateralen Kollateralbandes mit einer Dehnungsrate von 7% bzw. 28% (137). Kritisch anzumerken an der Arbeit von Kennedy ist der geringe Unterschied zwischen den verwendeten Messgeschwindigkeiten. Nach Noyes dagegen hat die Messgeschwindigkeit aber Einfluss auf die Art des Versagens. So fand Noyes am humanen vorderen Kreuzband bei einer hohen Messgeschwindigkeit eine Zunahme von intraligamentären Rupturen, wohingegen es bei langsamen Messgeschwindigkeiten eher zu knöchernen Ausrissen der untersuchten Sehnen kam (180). Eine Beobachtung die von zahlreichen Autoren aus eigenen Arbeiten unterstützt wird (31, 73, 256-257). Neben der Fixation in der Messmaschine und Form und Alter der verwendeten BTB-Transplantate, könnte die verwendete Messgeschwindigkeit von 1 mm/sec zu einem vermehrten Auftreten von Blockfrakturen in diesem Vorversuch führen. In der Kontrollgruppe tritt diese Art des Versagens in 46% der Fälle und in den Gruppen 2 und 3 immerhin noch in 35% bzw. in 27% der Fälle auf. Allerdings konnte Blevins diesen Einfluss der Dehnungsrate auf die Art des Versagens in seiner Arbeit an humanen BTB-Transplantaten nicht feststellen (33).

Zusammenfassend ist die Aussagekraft dieses Vorversuchs durch die im Vergleich zur Literatur bis zu 50 % niedrigeren Werte der maximalen Belastbarkeit in der Kontrollgruppe eingeschränkt. Unter Einbeziehung der Werte für die Steifigkeit, die keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei Gruppen zeigen und durchschnittlich zwischen 86,3 N/mm und 91,4 N/mm liegen muss die hier verwendete Fixation in Methylmethacrylat kritisch beurteilt werden. Vergleichbare Untersuchungen an isolierten porkinen und humanen BTB-Transplantaten ermittelten eine Steifigkeit zwischen 307 N/mm und 660 N/mm (33, 73, 111, 126, 179). Zur Berechnung der Steifigkeit wurde das aufgezeichnete Weg-Zeit Protokoll herangezogen, das den Klemmenabstand in der Universalmessmaschine misst. Eine schleichende Lockerung in der Fixation hat dadurch großen Einfluss auf die Steifigkeit (73). Als alternative Messmethode zur Bestimmung der Steifigkeit ist ein optisches System möglich, das den Abstand zweier Markierungen auf der Sehne misst (126). Nach Cooper ist diese Methode aber ungenau, da hierbei vornehmlich äußere Fasern der Sehne betrachtet werden und innere Fasern hiervon abweichen können (73).

Somit bleibt als Schlussfolgerung aus diesem Versuch, dass die maximale Belastbarkeit der hier verwendeten BTB-Transplantate, trotz Einbringens eines

Kompaktapins in den Gruppen 2 und 3, deutlich oberhalb der Belastung liegt, die auf eine VKB-Ersatzplastik bis zur knöchernen Integration einwirkt. Obwohl in diesem Versuchsaufbau kein signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe vorliegt, kann dagegen keine sichere Aussage über das Ausmaß der Ligamentschädigung getroffen werden.

#### **4.6 Untersuchung zur BTB-Transplantatfixation in Frontcross Fixation mit CB4 und CB5 Kompaktapins**

##### **4.6.1 Bewertung der Versuchsergebnisse**

Dem erfahrenen Chirurgen stehen heute zahlreiche Verfahren zur Fixation eines BTB-Transplantates im Rahmen der VKB-Ersatzplastik zur Verfügung. Neben den häufig verwendeten Interferenzschrauben, sowohl aus Metall, als auch aus resorbierbaren Polymeren, mit den unterschiedlichsten Formen und Zusammensetzungen, sind besonders die Button-Technik, die Post-Fixation über eine Kortikalisschraube, die Fixation mittels Staples oder die unterschiedlichsten Press-Fit Techniken zu nennen(43). Biomechanische Untersuchungen ermöglichen durch Messung der maximalen Belastbarkeit und der Steifigkeit zum Zeitpunkt der Implantation eine objektive Beurteilung der einzelnen Verfahren. Allerdings sind Vergleiche der erhobenen Ergebnisse der einzelnen Veröffentlichungen durch zahlreiche unterschiedliche Versuchsmodelle eingeschränkt. Butler identifiziert drei Grundeigenschaften für ein Fixationssystem. Es muss das Transplantat in Kontakt zum umliegenden Gewebe bringen, um ein Einwachsen zu ermöglichen. Wiederholte Belastungen dürfen nicht zu einer Dislokation führen und plötzliche Maximalbelastungen müssen durch das Fixationssystem absorbiert werden (56). Honl und Weiss fordern daher, neben der einmaligen maximalen Belastung eines Fixationssystems bis zum Versagen, ebenso eine biomechanische Untersuchung nach vorhergehender zyklischer Belastung, um Aussagen über die Qualität eines Fixationsverfahrens zu treffen (118, 251).

Fünf verschiedene Varianten der Frontcross Fixation wurden im Hauptversuch dieser Arbeit in einem in-vitro Modell am Schweineknie untersucht. Neben der Grundvariante in den Gruppen 1 bis 4, in denen ein Kompaktapin mittig durch das Patellaligament eingebracht wurde, erfolgte in den Gruppen 5 bis 8 Messungen eine Drehung des BTB-Transplantates im Bohrkanal um 90° Grad, so dass der Kompaktapin parallel zum

Ligament liegt. In den Gruppen 9 und 10 erfolgten Untersuchungen an BTB-Transplantaten mit einer verkürzten Knochenblocklänge von 10 mm.

In Bezug auf die gemessene maximale Belastbarkeit der einzelnen Varianten lassen sich zwei Aussagen treffen. So lag zum einen in allen zehn Versuchsreihen die mittlere maximale Belastbarkeit von 618 N – 961 N deutlich oberhalb der bereits beschriebenen Belastungen während der Rehabilitationsphase. Da kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen besteht, sind die untersuchten Einsatzmöglichkeiten der Frontcross Fixation in diesem Modell als gleichwertig in Bezug auf plötzlich auf das Transplantat einwirkende Kräfte zu sehen. Ausnahme ist ein signifikanter Unterschied der Gruppen 9 und 10 (in denen ein BTB-Transplantat mit einer Blocklänge von 10 mm und eine transtendinöse Technik verwendet wurde) zu den Gruppen 1, 2, 5 und 6. Beide Gruppen 9 und 10 weisen die niedrigsten durchschnittlichen Belastungswerte auf. Eine Erklärung hierfür findet sich bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der eingetretenen Fehlerarten in den Gruppen. Bei Implantation eines CB5 Pins durch das Ligament tritt in 70-80% eine Ruptur des Ligamentes am Knochenblockansatz auf. Bei einer durchschnittlichen Bruchfestigkeit von 1200 bis 1400 N, wie im ersten und dritten Vorversuch bestimmt, ist ein Bruch des CB5 Kompaktapins nur selten zu erwarten und tritt in allen Versuchsgruppen auch nur zwischen 0 und 20 Prozent der Fälle auf. Weiterhin kann sich der Knochenblock bei Transfixation durch das Ligament, wie in den Gruppen 1 und 2 und 9 und 10 durchgeführt, nicht an dem Kompaktapin vorbeidrücken, da hierfür zuvor das Ligament einreißen muss. Bei Verwendung eines CB5 Kompaktapins stellt der Übergang vom Ligament zum Knochenblock die Schwachstelle des Gesamtsystems dar. Die Fasern des Ligamentes sind über Sharpeysche Fasern sowohl an der Knochenblockspitze als auch an der Kortikalisoberfläche über die gesamte Länge des Knochenblockes mit dem Knochenblock verbunden. Bei Verkürzung des Knochenblockes auf 10 mm Länge bleibt zwar bei der Präparation die Stärke des Ligamentes erhalten, die Anzahl der in den Knochenblock einstrahlenden Fasern wird aber deutlich reduziert, wodurch die Schwachstelle dieses Fixationssystems noch verstärkt wird und die geringste maximale Belastbarkeit in dieser Versuchsreihe zu erklären ist. Für die CB4 Kompaktapins lag die durchschnittliche Bruchfestigkeit in den Vorversuchen zwischen 530 N und 730 N. Auf Grund der verminderten Bruchkraft tritt in ca. 60 Prozent der Fälle in der Gruppe 3 und 4 ein Pinbruch als Ursache für ein Systemversagen auf. Durch Drehung des BTB-Transplantates um 90° Grad im Bohrkanaal wurde in den Gruppen 5 bis 8 der Kompaktapin parallel zum Ligament eingebracht. Dadurch entfällt

die seitliche Führung des Ligamentes. In 30 Prozent der Messungen schob sich nun der Knochenblock an dem CB5 und sogar in bis zu 50 Prozent der Versuche an dem CB4 Kompaktapin vorbei. Neben einer Kompaktierung der spongiösen Anteile des Knochenblockes unter Zug durch den wesentlich stabileren Kompaktapin, drückte sich der Knochenblock zusätzlich seitlich in die Spongiosa des Tibiakopfes. Bei Abnahme der Knochendichte im Tibiakopf wird dieser Versagensmechanismus erleichtert, so dass eine Fixation in der extratendinösen Technik bei verminderter Knochenqualität, wie sie bei einem älteren Patienten zu finden ist, zu vermeiden ist. Bei Einbringen des Kompaktapins durch das Ligament kann sich dagegen der Block nicht seitlich vorbeidrücken und der Kompaktapin liegt auf der Kortikalis des Knochenblockes auf. Bei ausreichender Länge des Kompaktapins ist eine ausreichende Abstützung in der Spongiosa des Tibiakopfes auch bei verminderter Knochenqualität zu erwarten, so dass bei älteren Patienten die transtendinöse Variante vorzuziehen ist. Weiterhin hervorzuheben ist, dass in keiner der untersuchten Varianten der Frontcross-Fixation eine vorhergehende zyklische Belastung von 1000 Zyklen mit jeweils 300 N zu einer Beeinträchtigung der maximalen Belastbarkeit führte. So würden nach diesen Ergebnissen auch nach oder während einer Rehabilitationsbehandlung plötzliche Spitzenbelastungen z.B. durch ein Wegrutschen des Patienten nicht unweigerlich zu einem Versagen des Systems führen. Die Frontcross Fixation ermöglichte in diesem Versuchsaufbau in den einzelnen Versuchsreihen eine mittlere maximale Belastbarkeit zwischen 761 N und 961 N und kann damit sehr gut einem Vergleich mit den biomechanischen Eigenschaften verfügbarer bewährter Systeme standhalten(95, 146).

#### 4.6.2 Vergleich der Frontcross Fixation mit verfügbaren Fixationssystemen

Heute in der Praxis verwendete Fixationssysteme wurden in zahlreichen in-vitro Studien sowohl an humanen Kniegelenken (48, 127, 145, 193, 231) als auch am Knie vom Rind (116, 120, 248, 250), Schwein (129, 154, 176, 190, 194, 197, 206, 216) und Schaf (97) untersucht, wobei große Abweichungen im Versuchsaufbau bezüglich der einzelnen Messparameter bestehen(43). Eines der am häufigsten verwendeten Verfahren ist die Fixation des BTB-Transplantates mit einer Interferenzschraube, die 1987 von Kurosaka erstmals verwendet wurde(146). Zahlreiche Varianten der Interferenzschraube (IF-Schraube) mit Unterschieden in der Länge, Außendurchmesser, Kerndurchmesser, Anzahl der Gewindegänge, Gewindeform und Materialzusammensetzung werden von der Industrie angeboten. Adam verglich,

ebenfalls am Unterschenkelknochen vom Schwein mit vergleichbarer Versuchsdurchführung, IF-Schrauben aus Titan mit IF-Schrauben aus Polylaktiden und erreichte eine mittlere maximale Haltekraft von  $667 \pm 110$  N bzw.  $648 \pm 81$  N (5). Die von ihm verwendeten Schweinekniee hatten ein Alter von 12-14 Monaten und waren damit ausgewachsen. Negative Effekte durch noch nicht vollständig verknöcherte Wachstumsfugen waren hier nicht zu erwarten. Ebenfalls am Tibiakopf des ausgewachsenen Schweins verglich Rupp drei verschiedene bioresorbierbare Interferenzschrauben mit Interferenzschrauben aus Titan und führte Untersuchungen zur optimalen Lage der Interferenzschraube am Knochenblock durch. Mit einer durchschnittlichen maximalen Belastbarkeit von 555 N – 843 N in den drei Gruppen mit resorbierbaren Schrauben und 785 N bei Verwendung der Titanschrauben zeigte sich auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Materialformen. In einer weiteren Arbeit untersuchte Rupp den Einfluss der Lage der Interferenzschraube und brachte sie einmal auf der kortikalen und einmal auf der spongiösen Seite des BTB-Transplantates ein. Mit  $779 \pm 179$  N und  $743 \pm 143$  N zeigte sich kein Unterschied zwischen den Gruppen und auch in dieser Arbeit sind die Ergebnisse vergleichbar mit den hier vorgestellten Ergebnissen der Frontcross Fixation (207-208). Neben beschriebenen technischen Problemen wie Lazeration des Transplantates beim Einbringen oder ein Ausbrechen der Hinterwand bei der arthroskopischen femoralen Fixation (165) ist die Technik der IF-Schraubenfixation stark abhängig von der umgebenden Knochenqualität (48, 59, 66, 193, 250). In Untersuchungen an humanen Kniegelenken mittelalter oder älterer Spender mit verminderter Knochendichte liegt die nachweisbare Maximalbelastung daher etwas tiefer, wie bei Caborn mit  $558 \pm 67,9$  N bei Verwendung einer Metallinterferenzschraube und mit  $552 \pm 56,4$  N bei Verwendung einer resorbierbaren Interferenzschraube (59). Boviner Knochen dagegen weist eine etwas höhere Knochendichte auf als porziner Knochen und Knochen des jüngeren Menschen (208). Entsprechend bestimmte Weiler für eine Titaninterferenzschraube an einem bovinen Versuchsmodell eine mittlere Versagenslast von  $821 \pm 129,8$  N unter axialem Zug (250). Neben der Knochendichte hat bei Verwendung einer Interferenzschraube auch die Form des Knochenblocks und das Verhältnis von Blockdurchmesser bzw. Höhe zum Bohrkalandurchmesser Einfluss auf das Gesamtergebnis. Shapiro fand eine um ca. 10% höhere maximale Haltekraft bei Verwendung runder Knochenblöcke im Vergleich zum klassischen trapezförmigen Umriss (219). Die Lücke zwischen Knochenblock und Bohrkandalwand wird als „gap“ bezeichnet. Butler konnte an porkinen Kniegelenken bei einem Bohrkalandurchmesser



von 10 mm zeigen, dass bei einer gap von 1 bis 2 mm kein Unterschied in der maximalen Belastbarkeit zwischen einer 7 mm und einer 9 mm Interferenzschraube aus Titan besteht. Bei größeren Abständen dagegen empfiehlt er eine 9 mm Schraube um eine bessere Verbindung zwischen Knochenblock und Bohrkanal zu schaffen (58). Bei Verwendung der Frontcross Fixation dagegen ist allenfalls ein geringer Einfluss der Knochendichte und auch nur geringer Einfluss der gap bei korrekter Implantation des Kompaktapins durch das Ligament zu erwarten.

Die Post-Fixation über eine Kortikalisschraube ist ein weiteres häufig verwendetes Fixationssystem. Hierbei handelt es sich um ein indirektes Fixationsverfahren, da das Transplantat über das unterschiedlichste Fadenmaterial, z. B. Ethibond Faden Nr. 5, mit der Schraube verbunden ist. Teilweise wird die Post-Fixation auch als zusätzliche Absicherung bei schlechter Knochenqualität oder einem Bruch des Knochenblocks bei Einbringen einer Interferenzschraube verwendet (44, 235). Die maximale Haltekraft erreicht zum Teil sogar vergleichbar hohe Werte wie bei Verwendung einer Interferenzschraube oder der hier untersuchten Frontcross Fixation. Steiner verglich in einer Arbeit mit femoraler und tibialer Fixation an humanen Kniegelenken, bei einem Durchschnittsalter der Spender von 69,5 Jahren, unter anderem Interferenzschrauben von 9 x 25 mm mit der Post-Fixation und fand eine maximale Haltekraft von  $423 \pm 175$  N bzw.  $396 \pm 124$  N (235). Allerdings erfolgte in dieser Arbeit, im Gegensatz zu den zuvor genannten, nicht die Zugrichtung in Längsachse des Bohrkanals, sondern im Sinne einer vorderen Schublade bei 20° Grad Beugung. In der hier vorgestellten Arbeit zur Frontcross Fixation, wie im Großteil der zuvor zitierten biomechanischen Untersuchungen, erfolgte die Zugrichtung in Längsachse des Bohrkanals, im Sinne eines worst-case Szenariums. Da in der klinischen Anwendung die einwirkenden Kräfte aber nicht in Bohrkanalrichtung, sondern schräg hierzu an der Tibia auftreten entsteht hierdurch an der Bohrkanalkante ein „stress-shielding“ von mindestens 10% (159, 193, 244, 250). Kräfte, die in der biomechanischen Untersuchung mit einem worst-case Szenarium zum Versagen führten, müssen daher im klinischen Alltag bei gleichem Fixationssystem nicht unbedingt zu einer Lockerung oder Versagen führen (193, 223). Schwachstelle der Post-Fixation ist das verbindende Fadenmaterial und insbesondere die Knoten. Eine Lockerung der Kortikalisschraube ist dagegen eine Rarität. So zeigte zwar die Post-Fixation bei single-load in einer Arbeit von Honl am humanen Femur mit  $509 \pm 104,8$  N keinen signifikanten Unterschied zur Vergleichsgruppe mit Interferenzschrauben, aber in allen 8 untersuchten Kniegelenken kam es unter zyklischer Belastung bis 300 N nach durchschnittlich 3706 Zyklen zu einem Versagen

der Fixation im Bereich des verbindenden Fadenmaterials (118). In einer ähnlichen Arbeit, allerdings am gesamten Kniegelenk vom Schwein, untersuchte Nakamo die maximale Belastbarkeit der Post-Fixation vor und nach zyklischer Belastung mit 5000 Zyklen bis jeweils ca. 150 N. Er fand mit  $851 \pm 102$  N unter single-load und  $794 \pm 38$  N nach zyklischer Belastung keinen signifikanten Unterschied. Trotz Belastung bis jeweils 300 N und damit eingeschränkter Vergleichbarkeit muss in der Arbeit von Honl der Verdacht auf einen systematischen Fehler in der Knotentechnik geäußert werden. In der gleichen Studie untersuchte er zusätzlich die Fixation mittels Endobutton. Hierbei wird ein Plättchen quer vor das Ende des Bohrkanals gelegt und das Transplantat ebenso über Fadenmaterial fixiert und angespannt. Bei offenen Kreuzbandersatzplastiken war hierzu, ebenso wie bei der Post-Fixation, noch ein weiterer Zugang notwendig. Mit Zunahme der arthroskopischen Operationen erfolgte eine Weiterentwicklung, so dass der Endobutton vom Kniegelenksbinnenraum durch den Bohrkanal gezogen und an der Kortikalis vor dem Bohrkanal dann gekippt wird. Ein weiterer Zugang entfällt hierdurch (44). Auch hier kam es in 7 von 8 Fällen zu einer Ruptur des Fadenmaterials, allerdings fand Hönl vor und nach zyklischer Belastung keinen Unterschied in der maximalen Belastbarkeit mit 572,3 N und 583,3 N und damit deutlich bessere Ergebnisse als bei Verwendung der Post-Fixation (118).

Immer wieder beschrieben werden auch Press Fit Systeme, z.B. über konisch zulaufende Knochenblöcke und entsprechende Bohrkanäle(41-42). Obwohl Kühne an einer Arbeit am humanem Femur keinen signifikanten Unterschied zur Vergleichsgruppe mit Interferenzschraube aus Titan fand, konnte Rupp in zwei Arbeiten an der Tibia vom Schwein jeweils signifikant schlechtere Ergebnisse für die untersuchte Press Fit Technik nachweisen. Insbesondere unter zyklischer Belastung müssen diese Systeme daher noch kritisch beurteilt werden. Zusammenfassend zeigt der Literaturvergleich, mit Einschränkung durch die unterschiedlichen Versuchsmodelle, dass die hier für die einzelnen Varianten der Frontcross Fixation ermittelten maximalen Ausrißkräfte, ohne und mit zyklischer Belastung, im oberen Drittel in der Literatur beschriebener Werte liegen.

#### 4.6.3 Die Steifigkeit als wichtiger Parameter eines Fixationssystems

Neben der maximalen Versagenslast kommt der Steifigkeit eines Gesamtsystems aus Transplantat, Fixationssystem und umgebendem Gewebe eine große Bedeutung zu. So beeinflusst die Steifigkeit eines Systems das Ausmaß der ventralen Translation der

Tibia unter Krafteinwirkung. Ein Anstieg der Steifigkeit führt, bei gegebener Vorspannung des Transplantates, zu einer Verminderung des Tibiavorschubs und eine Verminderung der Steifigkeit zu einer Zunahme des Tibiavorschubs bei Belastung. Um das Ziel einer annähernd „normalen“ Kniegelenkskinematik nach VKB-Rekonstruktion zu erreichen, hält To es daher für entscheidend, eine dem nativen Kreuzband vergleichbare Steifigkeit wiederherzustellen (241). In der Literatur wird für die Steifigkeit des humanen vorderen Kreuzbandes ein Wert zwischen 182 N/mm und 303 N/mm angegeben (179, 205). Die Steifigkeit des VKB-Ersatzes wird beeinflusst durch die Querschnittsfläche, Länge und Material des verwendeten Transplantates, die Steifigkeitseigenschaften der femoralen und der tibialen Fixation und den Steifigkeitseigenschaften des umgebenden Knochens, in dem das Fixationssystem verankert wird (241). Die Steifigkeit der humanen BTB-Transplantate, in Arbeiten von Noyes, Haut und Blevins angegeben mit 430 bis 685 N/mm (33, 179), und die Steifigkeit des umgebenden Knochenmaterials ist nicht zu verändern. Dagegen konnte Ishibashi am Schweineknie zeigen, dass die Steifigkeit der VKB-Ersatzplastik durch eine gelenknahe Fixation an der Tibia signifikant gegenüber einer distalen Fixation verbessert werden konnte. Allerdings verwendete er bei gelenknaher Fixation und in einer zweiten Gruppe mit Fixation des BTB-Transplantates in der Mitte des Bohrkanals eine Interferenzschraube. In der 3. Gruppe mit der distalsten Fixation und der signifikant schlechteren Steifigkeit dagegen erfolgt die Fixation mittels Staples. Nur unter der Annahme, dass die beiden verwendeten Fixationssysteme die gleichen biomechanischen Eigenschaften haben, wovon allerdings kaum auszugehen ist, führt die Zunahme der Transplantatlänge in seinem Versuch zu einer deutlichen Verschlechterung der Steifigkeit (123). Magan bezeichnet dagegen den Einfluss der Transplantatlänge als nicht maßgeblich für die Steifigkeit (159). Durch die gelenkferne Fixation kann es zu einer Zunahme der sagittalen Beweglichkeit des Ligamentes innerhalb des Bohrkanals kommen, von Fu als „windshield wiper“ Effekt bezeichnet (89). Fraglich ist, ob die immer wieder radiologisch beschriebenen Bohrkanalerweiterungen, die allerdings keine klinische Relevanz zeigen, auf eine vermehrte sagittale Transplantatbeweglichkeit zurückzuführen sind. To beschreibt die Fixationstechnik als entscheidenden Faktor für die Steifigkeit. Im Sinne eines schwächsten Gliedes in der Kette kann die Steifigkeit des gesamten Systems nicht größer sein als die individuelle Steifigkeit des schwächsten Bestandteils. Yamanaka bestimmte in einer Arbeit die Steifigkeit einer VKB-Ersatzplastik mit einem BTB-Transplantat und femoraler und tibialer Fixation mit einer 9 x 25 mm

Interferenzschraube am Schweineknie mit  $76,8 \pm 15,8$  N/mm (262). Die Schwachstelle in diesem System ist die Fixation durch die Schraube. Bei einer Steifigkeit des BTB-Transplantates zwischen 430 und 685 N/mm würde eine Verkürzung der Transplantatlänge zwar die individuelle Steifigkeit des BTB-Transplantates erhöhen, die Steifigkeit des gesamten Systems würde aber weiterhin durch die Interferenzschraube determiniert. Der anwendende Chirurg kann in einem engen Rahmen durch eine Erhöhung der Anspannung des Transplantates die gesamte Steifigkeit erhöhen. Yasuda konnte in einer prospektiven klinischen Studie nach Anspannung eines Hamstring Transplantates mit 80 N im Vergleich zur zweiten Gruppe mit 20 N Vorspannung eine signifikant verminderte vordere Laxizität nachweisen (264). Dabei ist der Spielraum des Chirurgen deutlich begrenzt, denn bei mehr als 100 N Vorspannung treten vermehrt lokale Degenerationen und Verluste der biomechanischen Eigenschaften des BTB-Transplantates auf (265). Für jede der fünf Varianten der Frontcross Fixation wurde aus den Belastungskurven sowohl für eine direkte einmalige Belastung bis zum Versagen als auch für eine Belastung bis zum Versagen nach zyklischer Belastung die Steifigkeit berechnet. Im Gegensatz zur maximalen Haltekraft fand sich zwischen diesen beiden Testformen bezüglich der Steifigkeit ein signifikanter Unterschied. In den Versuchen mit single-load wurde eine durchschnittliche Steifigkeit von 52,5 bis 71,6 N/mm für die Gruppen 1, 3, 5, 7 und 9 bestimmt. Dagegen nach zyklischer Belastung lag die durchschnittliche Steifigkeit bei 137,7 – 173,5 N/mm. Um die Veränderung der Steifigkeit zu beschreiben wurde während der zyklischen Belastung jeweils der 1. sowie der 10., 25., 50., 100., 250., 500. und 1000. Zyklus in einer Belastungskurve aufgezeichnet (s. Abb. 31). Während des ersten Zyklus bis 350 N wurde eine mittlere Steifigkeit für die fünf Gruppen von 45,3 – 77,8 N bestimmt, vergleichbar mit den Werten, die bei direkter Belastung bis zum Versagen erhoben wurden. Aber schon bereits nach 10 Zyklen wurde für die fünf Gruppen eine mittlere Steifigkeit von 95,3 – 116,1 N gemessen, die sich dann auch nach 25 Zyklen, 50 Zyklen usw. nicht mehr veränderte. Die Verbesserung der Steifigkeit wird durch ein „Setzen“ des gesamten Systems verursacht, auch als „creeping“ bezeichnet. In Betracht kommt hierfür ein leichtes Einsinken des Kompaktapins auf dem Knochenblock oder z.B. ein Ausrichten der einzelnen Fasern des Ligamentes. Zahlreiche Autoren belasten daher eine VKB-Ersatzplastik vor einer biomechanischen Messung einige Male mit einer geringen Kraft, z. B. 50 N, um ein Setzen des gesamten Systems zu erreichen (170, 176, 205, 234, 262). Dieses sogenannte „Präkonditionieren“ wurde in den Gruppen mit single-load nicht

durchgeführt. Allerdings erfolgte die Implantation des Kompaktapins unter einer gleichmäßigen Anspannung des Transplantates mit 30 N.

Die Steifigkeit der hier untersuchten Frontcross Fixation liegt höher als die zahlreicher anderer Fixationstechniken. In einer Übersichtsarbeit von Brand wurde die Steifigkeit unterschiedlicher Fixationssysteme aufgeführt. Alle angegebenen Werte lagen unterhalb der Steifigkeit einer Frontcross Fixation. Insbesondere indirekte Fixationsverfahren wie die Button-Technik oder Post-Fixation mit  $12,8 \pm 2$  N/mm bzw.  $27 \pm 13$  N/mm wiesen eine sehr geringe Steifigkeit auf. Allerdings wurde in den beiden von Brand aufgeführten Arbeiten die Steifigkeit nach femoraler und tibialer Fixation bestimmt, so dass die Werte verdoppelt werden mussten, um einen Vergleich durchzuführen. Das verbindende Fadenmaterial und insbesondere die Knotentechnik wirkten wie ein Gummiband unter Belastung, so dass es zu einer Bewegung des Transplantates in Längsrichtung des Bohrkanals kommen konnte. Dieses Phänomen wird als Bungee-Effekt bezeichnet und kann sogar die Einheilung des Transplantates verzögern (44). Für die Interferenzschraube wurden Steifigkeit Werte zwischen 42 N/mm und 68 N/mm aufgeführt und die beste Steifigkeit von 86,3 N/mm wurde nach Fixation mit zwei Staples erreicht. Ähnliche Werte mit  $80 \pm 9,3$  N/mm bestimmte Nakano nach zyklischer Belastung für eine Fixation mit Interferenzschrauben und mit 25,6 N/mm für eine Post-Fixation. Bei Nakano trat keine Veränderung der Steifigkeit vor und nach zyklischer Belastung auf (176). Dagegen kam es auch bei Honl, vergleichbar unseren Ergebnissen, zu einer Zunahme der Steifigkeit nach zyklischer Belastung. So stieg die Steifigkeit für die von ihm untersuchte Endobutton Fixation von  $60,5 \pm 11,2$  auf  $107,3 \pm 60,4$  N/mm an und für die Fixation mittels 9 x 25 mm Interferenzschraube von  $184,7 \pm 46,1$  auf  $218,4 \pm 32,5$  N/mm an (118). Diese Werte erscheinen allerdings im Vergleich zur Literatur außergewöhnlich hoch.

Zusammenfassend leistet die Frontcross Fixation zum Zeitpunkt der Implantation eine ausreichend hohe Primärstabilität, die sich auch unter zyklischer Belastung in diesem in-vitro Modell nicht veränderte, wodurch eine Nachbehandlung unter Vollbelastung ermöglicht wird. Gleichzeitig erleichtern die hohen Steifigkeit Werte von 137,7 – 173,5 N/mm, die nach Präkonditionierung erreicht werden können, eine Wiederherstellung der Kniegelenkskinematik. Allerdings dürfen die guten biomechanischen Eigenschaften nicht darüber hinwegtäuschen, dass diese Versuche unter standardisierten Bedingungen im Labor erhoben wurden. Die Arbeit an der isolierten Tibia ermöglichte es, die Transplantate jeweils unter visueller Kontrolle in die gewünschte Position zu

drehen. Dadurch konnte der Kompaktapin entweder genau senkrecht durch das Band eingebracht werden oder der Block wurde um 90° Grad gedreht und der Kompaktapin lag sicher parallel zum Ligament. In der klinischen Anwendung ist eine sichere Kontrolle der Lage allerdings erschwert, so dass bei Drehung des Transplantates um z. B. 45° Grad das Ligament am Knochenblockansatz durch das Einbringen des Kompaktapins über eine längere Strecke verletzt werden könnte. Weiterhin zeigte sich auf Grund der Häufigkeit der Ligamentruptur am Knochenblockansatz unter maximaler Belastung, dass an dieser Stelle die Schwachstelle des Systems liegt. Daher sollten nur BTB-Transplantate mit gut erhaltenem Ligament und gut erhaltenem Knochenblock verwendet werden. Bis weitere Erkenntnisse hierzu vorliegen, sollte die Frontcross Fixation daher nur bei sicherer Implantatlage und kräftigem BTB-Transplantat angewendet werden, bietet aber dann eine gute Alternative zu herkömmlichen Fixationssystemen.

#### **4.7 Untersuchung zur Transplantatfixation mit zwei CB 2,7, 3,0 und CB 3,5 Kompaktapins**

Zu Beginn dieser Arbeit wurden hier nicht beschriebene Vorversuche an porkinen Kniegelenken mit femoraler und gleichzeitiger tibialer Verankerung durchgeführt. Rasch zeigte sich dabei ein Problem der Positionierung der Kompaktapins bei kurzen BTB-Transplantaten. Um eine Fixation am Femur mittels Frontcross Technik durchzuführen, darf der Knochenblock nicht mit dem Bohrkanal bündig abschließen, wie z. B. bei einer Inside-Out Fixation mit einer Interferenzschraube. Das Transplantat muss etwas weiter nach proximal vorgeschoben werden, um den Kompaktapin noch sicher mit ausreichender Abstützung in der Spongiosa vor dem Knochenblock zu implantieren. Dadurch rutscht der tibiale Knochenblock allerdings auch näher an die Gelenkfläche. In einigen Fällen ist hierdurch eine tibiale Frontcross-Fixation nicht mehr möglich, da eine Schädigung der Gelenkfläche durch einen Kompaktapin mit der Frontcross Technik nicht auszuschließen ist. Alternativ können aber CB Pins auf Höhe des Knochenblockes des BTB-Transplantates senkrecht zum Bohrkanal eingebracht werden. Diese Technik wird hier als Transcross Technik bezeichnet. Die Transcross Fixation ist unabhängig von der Lage des Knochenblockes im Bohrkanal und kann auch bei Positionierung des Knochenblockes unterhalb der Gelenkfläche angewandt werden. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgte zum Thema der Transcross Fixation eine

erste Versuchsreihe, in denen CB Pins mit drei unterschiedlichen Durchmessern miteinander verglichen wurden.

Es wurden jeweils CB Pins mit einem Durchmesser von 2,7 mm, 3 mm oder 3,5 mm senkrecht zum Bohrkanal durch den Knochenblock eingebracht. Bei zunehmendem Durchmesser der Kompaktapins zeigte sich eine abnehmende maximale Haltekraft. Die größte durchschnittliche maximale Haltekraft mit 448 N in der Gruppe der CB2,7 Pins lag im unteren bis mittleren Bereich der Ergebnisse anderer Fixationssysteme, die bereits unter 6.3.2 besprochen wurden. Arbeiten, die ein vergleichbares System untersuchen, sind in der Literatur nicht zu finden. Ähnlich der hier untersuchten Technik funktioniert das Fixationssystem Rigidfix© der Fa. Mitek. Allerdings werden bei dieser Technik zwei Pins aus resorbierbaren Polymeren verwendet. In der Produktinformation der Fa. Mitek von 1999 wird für dieses Verfahren eine maximale Haltekraft von ca. 520 N mit einer Standardabweichung von 257,4 N angegeben, erhoben in einer Versuchsserie am Leichenknie. Die Versagensart wird nicht genannt. Bei Vergleich mit der hier durchgeführten Untersuchung liegen insbesondere die durchschnittliche maximale Haltekraft der Gruppen 2 und 3 deutlich unterhalb dieser Werte. Auffällig ist der aufgetretene Versagensmodus. In den Gruppen 2 und 3 mit jeweils zwei CB 3 oder CB 3,5 Kompaktapins kam es in allen Versuchen zu einem Bruch des Knochenblockes des BTB-Transplantates auf Höhe des Kompaktapins. Durch die Bohrung ist an dieser Stelle eine Sollbruchstelle entstanden. Im Gegensatz hierzu trat in der Gruppe der CB 2,7 Pins in sieben Fällen ein Bruch des Knochenblockes und in acht Fällen ein Bruch eines oder beider Kompaktapins auf. Bei einem Durchmesser von 2,7 mm oder kleiner kommt es zu einer zunehmenden Verlagerung der Versagensart in Richtung eines Bruchs des Kompaktapins.

Die Stabilität und insbesondere die Dicke und Festigkeit der Kompakta des Knochenblocks des BTB-Transplantates ist entscheidend für die Verwendung der Transcross Fixation. Umso stabiler die Kompakta, umso weniger wirkt sich eine entstehende Sollbruchstelle aus. Wie in allen Versuchen zuvor, wurden auch hier Kniegelenke von Schweinen verwendet. Schon während der Präparation bestand der Eindruck, dass die Kortikalis der verwendeten BTB-Transplantate leicht schwächer ist als die Kortikalis humaner BTB-Transplantate. Arbeiten, in denen die Kortikalis von BTB-Transplantaten vom Schwein mit humanen BTB-Transplantaten verglichen wird, sind nicht bekannt. Ein Vergleich der hier bestimmten Werte mit den Werten der Rigidfix© Technik, die an humanen Kniegelenken erhoben wurden, ist daher erschwert. Bei schwächerer Kortikalis käme es zu einem entsprechend früherem

Versagen auf Höhe der Sollbruchstelle. Diese Fixationstechnik sollte daher nur bei intakter und stabiler Kortikalis angewandt werden.

Auch in Bezug auf die Nachbehandlung sind bei Verwendung einer Transfixation bei den vorliegenden Ergebnissen Einschränkungen zu machen. In der Nachbehandlung und in der alltäglichen Bewegung wirken Kräfte von bis zu 450 N auf das VKB bzw. den VKB-Ersatz. Bei einer durchschnittlichen maximalen Haltekraft von 282 – 482 N in den drei Gruppen besteht die Gefahr einer Lockerung des Systems. Bereits bei Herabgehen auf einer Treppe oder bei aktiver endgradiger Streckung des Beines vor vollständiger knöcherner Integration des BTB-Transplantates werden diese erlaubten Belastungen überschritten. In den ersten sechs bis acht Wochen ist daher bei Transfixation des BTB-Transplantates nur eine Teilbelastung und Streckung des Kniegelenkes bis Null Grad zu empfehlen. Weitere Untersuchungen zur Transfixation sind an humanen Kniegelenken junger Spender notwendig, um insbesondere den Einfluss der Kortikalis der BTB-Transplantate zu bestimmen.



## 5 Zusammenfassung

Rasche Mobilisation und frühes Muskeltraining in der Kreuzbandchirurgie führen sowohl zu einzelnen Spitzenbelastungen als auch zu zyklischen Belastungen auf das fixierte Transplantat. Die in dieser Arbeit untersuchte Crosspin-Fixation in der transtendinösen und extratendinösen Frontcross-Technik mit einem CB4 oder CB5 Kompaktapin ist ein biologisches Fixationsverfahren für das BTB-Transplantat.

An einem Frontcross-Belastungsmodell wurde in einem kombinierten Scher- und Biegeversuch nachgewiesen, dass nach single-load und nach vorhergehender zyklischer Belastung, die maximale Bruchkraft der Kompaktapins mit 600,7 N bzw. 735 N in den Gruppen mit CB4 Pin und mit 1393,9 N bzw. 1452,5 N in den Gruppen mit CB5 Pin oberhalb der Maximalbelastung während der Rehabilitation liegt.

In einem zweiten Vorversuch wurde an der Tibia vom Schwein der Einfluss des dorsalen Bohrkanalabstandes bzw. der Implantationstiefe der Kompaktapins in der Spongiosa auf deren Bruchfestigkeit bestimmt. Sowohl in den drei Gruppen mit CB4 Pin mit einer durchschnittlichen maximalen Bruchkraft von 535,2 N bis 558,7 N als auch in den drei Gruppen mit CB5 Pin mit einer durchschnittlichen maximalen Bruchkraft von 1222,7 N bis 1332,7 N fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen einer Implantationstiefe von 3,5 cm, 4,5 cm oder 5,5 cm am Tibiakopf des Schweins.

Um das Ausmaß der Ligamentschädigung zu bestimmen, wurde in einem weiteren Vorversuch die maximale Reißkraft isolierter BTB-Transplantate vom Schwein nach Einbringen eines CB4 bzw. CB5 Kompaktapins vor dem Knochenblock mit einer Kontrollgruppe verglichen. Sowohl nach Implantation eines CB4 als auch eines CB5 Pins kam es zu keiner signifikanten Verminderung der maximalen Reißkraft im Vergleich zur Kontrollgruppe. Allerdings zeigte sich bei einer durchschnittlichen maximalen Reißkraft von 978,8 N in der Kontrollgruppe und 953,4 N in der Gruppe mit CB4 bzw. 880 N in der Gruppe mit CB5 Pin eine kritisch zu bewertende Abnahme der maximalen Reißkraft bei zunehmendem Pindurchmesser.

Im Hauptversuch wurden für fünf Varianten der Frontcross-Fixation jeweils sowohl nach single-load als auch nach vorhergehender zyklischer Belastung die maximale Haltekraft und die Steifigkeit des gesamten Systems bestimmt. Bei der transtendinösen Technik der Frontcross-Fixation wurde ein Kompaktapin direkt vor dem Knochenblock und mittig durch den Patellarsehnenstreifen eingebracht wird. Bei zwei extratendinösen

Varianten wurde der Knochenblock um 90 Grad im Bohrkanal gedreht und ein Kompaktapin parallel zur Unterfläche der Patellarsehe plazierte. In einer fünften Variante wurde die Länge des Knochenblocks auf 10 mm reduziert und ein CB5 Pin in der transtendinösen Technik eingebracht. Insgesamt wurden so 10 Gruppen mit jeweils mindestens 10 Ausrißversuchen in Bezug auf die maximale Haltekraft und die Steifigkeit der einzelnen Varianten miteinander verglichen. Die Messungen konnten zeigen, dass die mittlere maximale Haltekraft aller Varianten mit 619 N – 962 N deutlich über den Belastungen während einer Rehabilitationsphase lag. Auch eine vorhergehende zyklische Belastung wie sie während der Krankengymnastik auftritt, führte nicht zu einem signifikanten Unterschied im Vergleich zum single-load ( $p=0,587$ ). Allerdings fand sich in den Gruppen mit 10 mm Knochenblock und CB5 Kompaktapin eine signifikant schlechtere maximale Haltekraft als in den Gruppen mit 20 mm Knochenblock und CB5 Kompaktapin ( $p<0,001$  und  $p<0,009$ ), bedingt durch eine Schwächung der Sehneninsertion und ein Vorbeigleiten des Knochenblockes an dem Kompaktapin.

Als weiterer biomechanischer Parameter wurde die Steifigkeit des Fixationssystems untersucht. Im Gegensatz zum single-load mit durchschnittlich 56,1 bis 71,6 N/m verbesserte sich die Steifigkeit signifikant ( $p<0,001$ ) nach zyklischer Belastung auf durchschnittlich 137,7 bis 173,8 N/m. Dies ist auf ein Nachrutschen und Setzen des Systems während der ersten Zyklen zurückzuführen. Hierdurch konnte die Bedeutung des Präkonditionierens des gesamten Systems während der operativen Versorgung aufgezeigt werden. Diese liegen Werte noch immer unterhalb der Steifigkeit eines nativen Kreuzbandes liegen, allerdings weisen nur wenige Fixationssysteme eine ähnlich gute Steifigkeit auf.

Das hier vorgestellte Verfahren gewährleistet eine stabile Fixation des BTB-Transplantates auch bei verminderter Knochenqualität, verbunden mit der Möglichkeit einer Rundumheilungsmöglichkeit der Transplantatblöcke. Die Frontcross Fixation weist in dieser Versuchsserie vielversprechende biomechanische Parameter auf und kann in mehrfacher Hinsicht einen wesentlichen Beitrag zur Optimierung der Transplantatfixation leisten. Allerdings ist eine Übertragung von Ergebnissen, die in einem Tierversuchsmodell erhoben wurden, auf humane Kniegelenke immer kritisch zu beurteilen. Daher sind weitere Messungen an Spenderkniegelenken des jungen Menschen im Vergleich mit bereits in der Praxis bewährten Fixationssystemen notwendig.

## Literaturverzeichnis

1. **Abate JA, Fadale PD, Hulstyn MJ, and Walsh WR.** Initial fixation strength of polylactic acid interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 14: 278-284., 1998.
2. **Abbott L, Saunders J, and Bost F.** Injuries to the ligaments of the knee joint. *J Bone Joint Surg* 26: 503-521, 1944.
3. **Adam F, Pape D, Schiel K, Steimer O, Kohn D, and Rupp S.** Biomechanical properties of patellar and hamstring graft tibial fixation techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: experimental study with roentgen stereometric analysis. *Am J Sports Med* 32: 71-78, 2004.
4. **Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, and Rupp S.** [Biomechanical properties of interference screw implantation in replacement of the anterior cruciate ligament with patellar and hamstring transplants. An experimental study using roentgen stereometry analysis (RSA)]. *Orthopäde* 30: 649-657, 2001.
5. **Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, and Rupp S.** Biomechanische Eigenschaften der Interferenzverschraubung beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Patellar- und Hamstring-Transplantaten. *Orthopäde* 30: 649-657, 2001.
6. **Aglietti P, Buzzi R, D'Andria S, and Zaccherotti G.** Patellofemoral Problems after intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 288: 195-204, 1993.
7. **Aglietti P, Buzzi R, and Zaccherotti G.** Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 22: 211-218, 1994.
8. **Aglietti P, Giron F, Buzzi R, Biddau F, and Sasso F.** Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 2143-2155, 2004.
9. **Ahn JH, Park JS, Lee YS, and Cho YJ.** Femoral bioabsorbable cross-pin fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 23: 1093-1099, 2007.
10. **Anderson A, Synder R, and Lipscomb A.** Anterior cruciate ligament reconstruction using the semitendinosus and gracilis tendons augmented by the Losee iliotibial band tenodesis. *spme* 22: 620-626, 1994.
11. **Anderson C, Odensten M, and Gillquist J.** Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligamen: a randomized study with a long term follow up period. *Clin Orthop* 264: 255-263, 1991.
12. **Andersson C, Odensten M, and Good L.** Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long term follow up. *J Bone Joint Surg* 71 A: 965-974, 1989.
13. **Antonogiannakis E, Yiannakopoulos CK, Hiotis I, Karabalis C, and Babalis G.** Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps tendon autograft and bioabsorbable cross-pin fixation. *Arthroscopy* 21: 894, 2005.
14. **Appelt A, and Baier M.** Recurrent locking of knee joint caused by intraarticular migration of bioabsorbable tibial interference screw after arthroscopic ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15: 378-380, 2007.
15. **Ashman R, and Cowin S.** A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of Bone. *J Biomech* 17: 1984.
16. **Bach BJ, Trandonsky S, and Bojchuk J.** Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Five to nine year follow up evaluation. *spme* 26: 20-29, 1998.

17. **Barber FA, and Dockery WD.** Long-term absorption of beta-tricalcium phosphate poly-L-lactic acid interference screws. *Arthroscopy* 24: 441-447, 2008.
18. **Barber FA, and Dockery WD.** Long-term absorption of poly-L-lactic Acid interference screws. *Arthroscopy* 22: 820-826, 2006.
19. **Barber FA, Elrod BF, McGuire DA, and Paulos LE.** Preliminary results of an absorbable interference screw. *Arthroscopy* 11: 537-548., 1995.
20. **Barfod G, and Svendsen R.** Synovitis of the knee after intraarticular fracture fixation with Biofix. Report of two cases. *Acta Orthop Scand* 63: 680-681, 1992.
21. **Barrett GR, Noojin FK, Hartzog CW, and Nash CR.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament in females: A comparison of hamstring versus patellar tendon autograft. *Arthroscopy* 18: 46-54, 2002.
22. **Baumfeld JA, Diduch DR, Rubino LJ, Hart JA, Miller MD, Barr MS, and Hart JM.** Tunnel widening following anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring autograft: a comparison between double cross-pin and suspensory graft fixation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16: 1108-1113, 2008.
23. **Baums MH, Zelle BA, Schultz W, Ernstberger T, and Klinger HM.** Intraarticular migration of a broken biodegradable interference screw after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 865-868, 2006.
24. **Becker R, Ropke M, and Nebelung W.** [Anterior cruciate ligament reconstruction - graft options and fixation techniques]. *Zentralbl Chir* 127: 842-849, 2002.
25. **Becker R, Voigt D, Stärke C, Heymann M, Wilson G, and Nebelung W.** Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 337-342, 2001.
26. **Benedetto KP, Fellingner M, Lim TE, Passler JM, Schoen JL, and Willems WJ.** A new bioabsorbable interference screw: preliminary results of a prospective, multicenter, randomized clinical trial. *Arthroscopy* 16: 41-48., 2000.
27. **Benfield D, Otto DD, Bagnall KM, Raso VJ, Moussa W, and Amirfazli A.** Stiffness characteristics of hamstring tendon graft fixation methods at the femoral site. *Int Orthop* 29: 35-38, 2005.
28. **Berg TL, and Paulos LE.** Endoscopic ACL reconstruction using stryker biosteon cross-pin femoral fixation and interlock cross-pin tibial fixation. *Surg Technol Int* 12: 239-244, 2004.
29. **Bergsma J, de Bruijn W, and Rozema F.** Late Degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. *Biomaterials* 16: 25-31, 1995.
30. **Berns T, Hofmann C, and Gotzen L.** Festigkeitsuntersuchungen an Pins aus humaner Femurkortikalis. *Unfallchirurg* 104: 64-68, 2001.
31. **Beynonn B, and Amis A.** In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 Suppl 1: S70-S76, 1998.
32. **Biedert R, Stauffer E, and Friederich N.** Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic investigation. *spme* 20: 430-433, 1992.
33. **Blevins F, Hecker A, Bigler G, and Boland A.** The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon bone allografts. *spme* 22: 328-333, 1994.
34. **Bonamo J, Krinick R, and Sporn A.** Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg* 66A: 1294-1297, 1984.
35. **Bos G, Goldberg V, Zika J, Heiple K, and Powell A.** Immune Response of rats to frozen bone allografts. *J Bone Joint Surg* 65-A: 239-246, 1983.

36. **Böstmann O.** Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures. *Clin Orthop* 278: 193-199, 1992.
37. **Böstmann O, Hirvensalo E, Vainionpää S, Mäkelä A, Vihtonen K, Törmälä P, and Rokkanen P.** Ankle fractures treated using biodegradable internal fixation. *Clin Orthop* 238: 295-303, 1989.
38. **Böstmann O, Paiväranta U, Partio E, Manninen M, Vasenius J, Majola A, and Rokkanen P.** Resorbierbare Stäbchen und Schrauben aus Polyglykolid bei der Stabilisierung von Malleolarfrakturen. *Unfallchirurg* 95: 109-112, 1992.
39. **Böstmann O, Pälväranta U, Partio E, Manninen M, Vasenius J, Majola A, and Rokkanen P.** The tissue implant interface during degradation of absorbable polyglycolide fracture fixation screws in the rabbit femur. *Clin Orthop* 285: 263-272, 1992.
40. **Böstmann O, Vainionpää S, Hirvensalo E, Mäkelä A, Vihtonen K, and Rokkanen P.** Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. *J Bone Joint Surg* 69 Br: 615-619, 1987.
41. **Boszotta H.** Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon graft in press-fit technique: surgical technique and follow-up. *Arthroscopy* 13: 332-339, 1997.
42. **Boszotta H.** Arthroscopic reconstruction of anterior cruciate ligament using BTB patellar ligament in the press-fit technique. *Surg Technol Int* 11: 249-253, 2003.
43. **Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., and Johnson DL.** Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 28: 761-774, 2000.
44. **Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., and Johnson DL.** Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *spme* 28: 761-774., 2000.
45. **Brand P, Steenlage, Hamilton, Johnson.** Interference Screw Fixation Strength of a Quadrupled hamstring tendon graft is directly related to Bone Mineral Density and Insertion Torque. *The American Journal of Sports Medicine* 28: 705-710, 2000.
46. **Brooks D, Heiple K, Herndon C, and Powell A.** Immunological Factors in Homogenous Bone Transplantation. *J Bone Joint Surg B*: 1617-1626, 1963.
47. **Brown CH, Jr., and Carson EW.** Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med* 18: 109-171, 1999.
48. **Brown CH, Jr., Hecker AT, Hipp JA, Myers ER, and Hayes WC.** The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *spme* 21: 880-886., 1993.
49. **Brown G, Pena F, and Grontvedt T.** Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human and elderly human cadaver knees: Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3: 238-244, 1996.
50. **Bryan JM, Bach BR, Jr., Bush-Joseph CA, Fisher IM, and Hsu KY.** Comparison of "inside-out" and "outside-in" interference screw fixation for anterior cruciate ligament surgery in a bovine knee. *Arthroscopy* 12: 76-81, 1996.
51. **Burks R, Daniel D, and Losse G.** The effect of continuous passive motion on anterior cruciate ligament reconstruction stability. *The American Journal of Sports Medicine* 12: 323-327, 1984.
52. **Burks R, Haut R, and Kancaster R.** Biomechanical and histological observations of the dog patellar tendon after removal of its central one-third. *spme* 18: 146-153, 1990.
53. **Burwell R.** Studies in the Transplantation of bone. *J Bone Joint Surg B*: 386-401, 1963.

54. **Busek M, and Noyes F.** Arthroscopic Evaluation of meniscal repairs after anterior cruciate ligament reconstruction and immediate motion. *spme* 19: 489-494, 1991.
55. **Buss D, Warren R, and Wickiewicz T.** Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament with use of autogenous patellar ligament grafts. Results after twenty four to forty two months. *J Bone Joint Surg* 75A: 1346-1355, 1993.
56. **Butler D.** Evaluation of fixation methods in cruciate ligament reconstruction. *Int Course Lect* 23: 173-183, 1987.
57. **Butler D, Noyes F, and Grood E.** Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee; A biomechanical study. *J Bone Joint Surg* 62A: 259-270, 1980.
58. **Butler J, Branch T, and Hutton W.** Optimal graft fixation-the effect of gap size and screw size on bone plug fixation. *Arthroscopy* 10: 524-529, 1994.
59. **Caborn DN, Urban WP, Jr., Johnson DL, Nyland J, and Pienkowski D.** Biomechanical comparison between BioScrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 13: 229-232., 1997.
60. **Carter D, and Sprengler D.** Mechanical Properties and Composition of Cortical Bone. Basic Science and Pathologie, Section III. *Clin Orthop* 135: 192, 1978.
61. **Castoldi F, Bonasia DE, Marmotti A, Dettoni F, and Rossi R.** ACL reconstruction using the Rigidfix femoral fixation device via the anteromedial portal: a cadaver study to evaluate chondral injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16: 275-278, 2008.
62. **Charlton WP, Randolph DA, Jr., Lemos S, and Shields CL, Jr.** Clinical outcome of anterior cruciate ligament reconstruction with quadrupled hamstring tendon graft and bioabsorbable interference screw fixation. *Am J Sports Med* 31: 518-521, 2003.
63. **Chen J, Lv H, and Ni L.** [Bioabsorbable interference screw for ligament reconstructions in the knee]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 21: 247-250, 2007.
64. **Ciscotti M, Lombardo S, Nonweiler B, and Pink M.** Non operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle aged patients. Results after long term follow up. *J Bone Joint Surg* 76-A: 1315-1321, 1994.
65. **Claes L.** Mechanicla Characterization of biodegradable implants. *Clin Mater* 10: 41-46, 1992.
66. **Clancy W.** Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon. *Techniques Orthop* 2: 13-22, 1988.
67. **Clancy W.** Knee ligamentous injury in sports: the past, present and future. *Med Sci Sports Exerc* 15: 9-14, 1983.
68. **Clancy W, Ray J, and Zoltan D.** Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg* 70-A: 1483-1488, 1988.
69. **Clancy Wj, Narechania R, and Rosenberg T.** Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in Rhesus Monkeys. *J Bone Joint Surg* 63A: 1270-1284, 1981.
70. **Clark R, Olsen RE, Larson BJ, Goble EM, and Farrer RP.** Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Arthroscopy* 14: 258-267, 1998.
71. **Colombet P, Allard M, Bousquet V, de Lavigne C, Flurin PH, and Lachaud C.** Anterior cruciate ligament reconstruction using four-strand semitendinosus and gracilis tendon grafts and metal interference screw fixation. *Arthroscopy* 18: 232-237, 2002.
72. **Cooper D.** Biomechanical properties of the central third patellar tendon graft: effect of rotation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 Suppl 1: S16-S19, 1998.

73. **Cooper D, Deng X, Burstein A, and Warren R.** The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study. *spme* 21: 818-823, 1993.
74. **Corry I, Webb J, Clingeffer A, and Pinczewski L.** Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament: A comparison of patellar tendon autograft and four strand hamstring tendon autograft. *spme* 27: 444, 1999.
75. **Daniel D.** Principles of knee ligament surgery. In: *Knee ligaments: Structure, function, injury and repair*, edited by Daniel D. New York: Raven, 1990, p. 11-29.
76. **Daniel D.** Selecting patients for ACL surgery. In: *The Anterior Cruciate Ligament Current and Future Concepts*, edited by Jackson S, Arnoczky S, Woo S, Frank C, and Simon T. New York: Raven Press, 1994, p. 251-258.
77. **Daniel D, Stone M, and Dobson B.** Fate of the ACL injured patients. A prospective outcome study. *spme* 22: 632-644, 1994.
78. **Drogset JO, Grontvedt T, and Myhr G.** Magnetic resonance imaging analysis of bioabsorbable interference screws used for fixation of bone-patellar tendon-bone autografts in endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 34: 1164-1169, 2006.
79. **Dworsky BD, Jewell BF, and Bach BR, Jr.** Interference screw divergence in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 12: 45-49, 1996.
80. **Eitenmuller J, David A, Pommer A, and Muhr G.** [Surgical treatment of ankle joint fractures with biodegradable screws and plates of poly-L-lactide]. *Chirurg* 67: 413-418., 1996.
81. **Engström B, Gornitzka J, Johansson C, and Wredmark T.** Knee function after anterior cruciate ligament ruptures treated conservatively. *Internat Orthop* 17: 208-213, 1993.
82. **Evans F, and Lebow.** Regional differences in some of the physical properties of the human femur. *J Appl Physiol* 3: 563-572, 1951.
83. **Fink C, Benedetto KP, Hackl W, Hoser C, Freund MC, and Rieger M.** Bioabsorbable polyglyconate interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective computed tomography- controlled study. *Arthroscopy* 16: 491-498., 2000.
84. **Fleming BC, Carey JL, Spindler KP, and Murray MM.** Can suture repair of ACL transection restore normal anteroposterior laxity of the knee? An ex vivo study. *J Orthop Res* 26: 1500-1505, 2008.
85. **Frank C, and Jackson D.** The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 79A: 1556-1576, 1997.
86. **Friden T, Jonsson A, Erlandsson T, Jonsson K, and Lindstrand A.** Effect of femoral condyle configuration on disability after an anterior cruciate ligament rupture. 100 Patients followed for 5 years. *Acta Orthop Scand* 64: 571-574, 1993.
87. **Friden T, and Rydholm U.** Severe aseptic synovitis of the knee after biodegradable internal fixation. A case report. *Acta Orthop Scand* 63: 94-97, 1992.
88. **Friedlaender G, and Mankin G.** Transplantation of Osteochondral Allografts. *Ann Rev Med* 35: 311-324, 1984.
89. **Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, and Ma CB.** Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: Biology and biomechanics of reconstruction. *spme* 27: 821-830., 1999.
90. **Furmann W, Marshall J, and Girgis F.** The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg* 58A: 179-185, 1976.
91. **Fuss F.** Anatomy and function of the cruciate ligaments of the domestic pig: A comparison with human cruciates. *J Anatomy* 178: 11-20, 1991.
92. **George MS, Dunn WR, and Spindler KP.** Current concepts review: revision anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 34: 2026-2037, 2006.

93. **Gerich C, Lattermann, Lobenhoffer, Tscherne.** Ausreißkraft der tibialen Transplantatfixierung für den Ersatz des vorderen Kreuzbandes. *Unfallchirurg* 101: 204-208, 1998.
94. **Gerich JG, Cassim A, Lattermann C, Lobenhoffer HP, and Tscherne H.** [Resilience of tibial transplant fixation for replacement of the anterior cruciate ligament. Interference screws vs. staples]. *Unfallchirurg* 101: 204-208, 1998.
95. **Gerich TG, Cassim A, Lattermann C, and Lobenhoffer HP.** Pullout strength of tibial graft fixation in anterior cruciate ligament replacement with a patellar tendon graft: interference screw versus staple fixation in human knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5: 84-88, 1997.
96. **Girgis F, Marshall J, and Monajem A.** The cruciate ligament of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 106: 216-231, 1975.
97. **Goradia VK, Rochat MC, Kida M, and Grana WA.** Natural history of a hamstring tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in a sheep model. *spme* 28: 40-46., 2000.
98. **Gotzen L, and Petermann J.** [Rupture of the anterior cruciate ligament in the athlete]. *Chirurg* 65: 910-919, 1994.
99. **Graf B, and Uhr F.** Complications of intra-articular anterior cruciate reconstruction. *Clin Sports Med* 7: 835-848, 1988.
100. **Gray R, and Korbacher G.** Compressive fatigue behaviour of bovine compact bone. *J Biomech* 7: 287-292, 1974.
101. **Gulman B, Mollaian S, and Tomak Y.** Femoral fixation of patellar tendon grafts using the bone-block locking technique in ACL reconstruction. A biomechanical study. *Bull Hosp Jt Dis* 58: 71-75, 1999.
102. **Gupta D, and Tuli S.** Osteoinductivity of partially decalcified alloimplants in healing of large osteoperistal defects. *Acta Orthop Scand* 53: 857-865, 1982.
103. **Hantes ME, Dailiana Z, Zachos VC, and Varitimidis SE.** Anterior cruciate ligament reconstruction using the Bio-TransFix femoral fixation device and anteromedial portal technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 497-501, 2006.
104. **Hapa O, and Barber FA.** ACL fixation devices. *Sports Med Arthrosc* 17: 217-223, 2009.
105. **Harilainen A, Linko E, and Sandelin J.** Randomized prospective study of ACL reconstruction with interference screw fixation in patellar tendon autografts versus femoral metal plate suspension and tibial post fixation in hamstring tendon autografts: 5-year clinical and radiological follow-up results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14: 517-528, 2006.
106. **Harilainen A, and Sandelin J.** A prospective comparison of 3 hamstring ACL fixation devices--Rigidfix, BioScrew, and Intrafix--randomized into 4 groups with 2 years of follow-up. *Am J Sports Med* 37: 699-706, 2009.
107. **Harilainen A, Sandelin J, and Jansson KA.** Cross-pin femoral fixation versus metal interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons: results of a controlled prospective randomized study with 2-year follow-up. *Arthroscopy* 21: 25-33, 2005.
108. **Harner C, Marks P, and Fu F.** Anterior cruciate ligament reconstruction: Endoscopic vs two-incision technique. *Arthroscopy* 10: 502-512, 1994.
109. **Harvey A, Thomas NP, and Amis AA.** Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 87: 593-603, 2005.
110. **Haus J, Halata Z, and Refior H.** Proprioception in the human anterior cruciate ligament. Basic morphology. A light microscopic scanning and transmission electron microscopic study. *Zeitschr Orthop* 130: 484-494, 1992.
111. **Haut R, and Powlison A.** The effects of test environment and cyclic stretching on the failure properties of human patellar tendons. *J Orthop Res* 8: 532-540, 1990.



112. **Hawkins R, Misamore G, and Merritt T.** Followup of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. *spme* 14: 205-210, 1986.
113. **Hoffmann F, Friebe H, and Schiller M.** [The semitendinosus tendon as replacement for the anterior cruciate ligament]. *Zentralbl Chir* 123: 994-1001, 1998.
114. **Hoffmann R, Krettek C, and Hetkamper A.** Osteosynthesis of distal radius fractures with biodegradable fracture rods. Results of two years follow up [in German]. *Unfallchirurg* 95: 99-105, 1992.
115. **Hoffmann R, Weiler A, Helling H-J, Krettek C, and Rehm K.** Lokale Fremdkörperreaktion auf biodegradierbare Implantate. *Unfallchirurg* 100: 658-666, 1997.
116. **Hoffmann RF, Peine R, Bail HJ, Sudkamp NP, and Weiler A.** Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 15: 392-399., 1999.
117. **Hommel H.** Knochen als Osteosynthesematerial. *Beitr Orthop* 14: 571-574, 1967.
118. **Honl M, Carrero V, Hille E, Schneider E, and Morlock M.** Bone patellar tendon bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 30: 549-557, 2002.
119. **Hospodar SJ, and Miller MD.** Controversies in ACL reconstruction: bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction remains the gold standard. *Sports Med Arthrosc* 17: 242-246, 2009.
120. **Hulstyn M, Fadale PD, Abate J, and Walsh WR.** Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 9: 417-424, 1993.
121. **Iorio R, Ciardini R, Russo A, Conteduca F, and Ferretti A.** Reconstruction of the anterior cruciate ligament with the tendons of the semitendinosus and gracilis doubled: a comparison with reconstruction using the patellar tendon. *Chir Organi Mov* 90: 379-386, 2005.
122. **Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, and Woo SL.** The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13: 177-182, 1997.
123. **Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, and Woo SL.** The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 13: 177-182., 1997.
124. **Jansson KA, Harilainen A, Sandelin J, Karjalainen PT, Aronen HJ, and Tallroth K.** Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with the hamstring autograft and endobutton fixation technique. A clinical, radiographic and magnetic resonance imaging study with 2 years follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 290-295, 1999.
125. **Johnson D, Swenson T, Irrgang J, and Fu F.** Revision anterior cruciate ligament surgery: Experience from Pittsburgh. *Clin Orthop* 325: 100-109, 1996.
126. **Johnson G, Tramaglini D, Levine R, Ohno K, Choi N, and Woo S.** Tensile and viscoelastic Properties of Human patellar tendon. *J Orthop Res* 12: 796-803, 1994.
127. **Johnson LL, and vanDyk GE.** Metal and biodegradable interference screws: comparison of failure strength. *Arthroscopy* 12: 452-456., 1996.
128. **Jomha N, Pinczewski L, Clingeleffer A, and Otto D.** Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar tendon autograft and interference screw fixation. The results at seven years. *J Bone Joint Surg B*: 775, 1999.
129. **Jomha NM, Raso VJ, and Leung P.** Effect of varying angles on the pullout strength of interference screw fixation. *Arthroscopy* 9: 580-583, 1993.
130. **Juutilainen T, Päätiälä H, Ruusknen M, and Rokkanen P.** Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic devices. *Arch Orthop Trauma Surg* 116: 204-208, 1997.

131. **Kannus P, and Järvinen M.** Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament: Long term results. *J Bone Joint Surg* 69A: 1007-1012, 1987.
132. **Kao JT, Tibone JE, and Shaffer B.** The pullout strength and use of tibial interference screws during endoscopic ACL reconstruction surgery. *Am J Knee Surg* 8: 42-47., 1995.
133. **Karns D, Heidt R, Holladay B, and Colosimo A.** Case report: revision anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 10: 148-151, 1994.
134. **Kast H.** Über eine neue Idee zur Fixierung der Querbrüche und Pseudarthrosen. *Zentralbl Chir* 2600-2603, 1938.
135. **Kast H.** Über eine neue Idee zur operativen Fixierung der Schenkelhalsfraktur mit patienteneigenem Material. *Zentralbl Chir* 26: 1446-1450, 1938.
136. **Katz J.** Anisotropy of young's modulus of bone. *Nature* 283: 106-107, 1980.
137. **Kennedy J, Hawkins R, and Willis R.** Tension studies of human knee ligaments. *J Bone Joint Surg* 50 A: 350-355, 1976.
138. **Kentsch A, Friederich N, and Müller W.** Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks. *Heft Unfallheilkd* 217: 1986.
139. **Khan RM, Prasad V, Gangone R, and Kinmont JC.** Anterior cruciate ligament reconstruction in patients over 40 years using hamstring autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18: 68-72, 2010.
140. **Konan S, and Haddad FS.** A clinical review of bioabsorbable interference screws and their adverse effects in anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Knee* 16: 6-13, 2009.
141. **Konan S, and Haddad FS.** The unpredictable material properties of bioabsorbable PLC interference screws and their adverse effects in ACL reconstruction surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17: 293-297, 2009.
142. **Krappel FA, Bauer E, and Harland U.** The migration of a BioScrew as a differential diagnosis of knee pain, locking after ACL reconstruction: a report of two cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 126: 615-620, 2006.
143. **Kumta S, Yip K, Roy N, Lee S, and Leung P.** Revascularisation of bone allografts following vascular bundle implantation: an experimental study in rats. *Arch Orthop Trauma Surg* 115: 206-210, 1996.
144. **Küppermann W.** Osteosynthese mit konservierten Knochen. *Mitschr Unfallheilkunde* 60: 74, 1957.
145. **Kurosaka M, Yoshiya S, and Andrish JT.** A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 15: 225-229., 1987.
146. **Kurosaka M, Yoshiya S, and Andrish JT.** A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 15: 225-229, 1987.
147. **Lajtai G, Balon R, Humer K, Aitzetmuller G, Unger F, and Orthner E.** [Resorbable interference screws. Histologic study 4.5 years postoperative]. *Unfallchirurg* 101: 866-869., 1998.
148. **Lajtai G, Schmiedhuber G, Unger F, Aitzetmuller G, Klein M, Noszian I, and Orthner E.** Bone tunnel remodeling at the site of biodegradable interference screws used for anterior cruciate ligament reconstruction: 5-year follow-up. *Arthroscopy* 17: 597-602, 2001.
149. **Lam K, Schakenraad J, and Esselbrugge H.** The effect of phagocytosis of poly(L-Lactid acid) fragments on cellular morphology and viability. *J Biomed Mater Res* 27: 1569-1577, 1993.
150. **Lambert K.** Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 172: 85-89, 1983.
151. **Langan P, and Fontanetta AP.** Rupture of the patellar tendon after use of its central third. *Orthop Rev* 16: 317-321, 1987.

152. **Liu S, Davis B, Kabo J, Daliuski A, Le T, and Osti L.** A new model for the evaluation of cruciate ligament reconstruction fixation. *Trans Ors* 19: 41, 1994.
153. **Liu YJ, Li HF, Wang JL, Wang ZG, Li ZL, Wei M, Cai X, and Zhu JL.** [RIGIDfix tibial and femur cross pin system used for hamstring grafted anterior cruciate ligament reconstruction]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi* 89: 2034-2037, 2009.
154. **Lyon R, Woo S, Hollis J, and Marcis J.** A new device to measure the structural properties of the femur anterior cruciate ligament tibia complex. *J Biomech Eng* 111: 350-354, 1989.
155. **Macarini L, Milillo P, Mocci A, Vinci R, and Ettorre GC.** Poly-L-lactic acid - hydroxyapatite (PLLA-HA) bioabsorbable interference screws for tibial graft fixation in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction surgery: MR evaluation of osteointegration and degradation features. *Radiol Med* 113: 1185-1197, 2008.
156. **Macarini L, Murrone M, Marini S, Mocci A, and Ettorre GC.** [MRI in ACL reconstructive surgery with PDLLA bioabsorbable interference screws: evaluation of degradation and osteointegration processes of bioabsorbable screws]. *Radiol Med* 107: 47-57, 2004.
157. **Macdonald P, and Arneja S.** Biodegradable screw presents as a loose intra-articular body after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 19: E22-24, 2003.
158. **Maeda A, Shino K, and Horibe S.** Anterior cruciate ligament reconstruction with multistrand autogenous semitendinosus tendon. *spme* 24: 504-509, 1996.
159. **Magen H, Howell S, and Hull M.** Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *spme* 27: 35-43, 1999.
160. **Majola A, Vainionpää S, Vihtonen K, Mero M, Vasenius J, Törmälä P, and Rokkanen P.** Absorption, Biocompatibility and Fixation Properties of Polylactid Acid in Bone Tissue: An Experimental Study in Rats. *Clin Orthop Rel Res* 268: 220-269, 1991.
161. **Markolf K, Gorek J, and Kabo J.** Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 72A: 557-567, 1990.
162. **Markolf K, Slauterbeck J, and Armstrong K.** A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J Bone Joint Surg* 79A: 381-386, 1997.
163. **Martel O, Cardenes JF, Garces G, and Carta JA.** Influence of the crosshead rate on the mechanical properties of fixation systems of ACL tendon grafts. *J Appl Biomech* 25: 313-321, 2009.
164. **Marti C, Imhoff AB, Bahrs C, and Romero J.** Metallic versus bioabsorbable interference screw for fixation of bone- patellar tendon-bone autograft in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5: 217-221, 1997.
165. **Matthews LS, and Soffer SR.** Pitfalls in the use of interference screws for anterior cruciate ligament reconstruction: brief report. *Arthroscopy* 5: 225-226, 1989.
166. **Mayr HO, Dietrich M, Fraedrich F, Hube R, Nerlich A, von Eisenhart-Rothe R, Hein W, and Bernstein A.** Microporous pure beta-tricalcium phosphate implants for press-fit fixation of anterior cruciate ligament grafts: strength and healing in a sheep model. *Arthroscopy* 25: 996-1005, 2009.
167. **McGuire DA, Barber FA, Elrod BF, and Paulos LE.** Bioabsorbable interference screws for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 15: 463-473, 1999.
168. **McKeon B, Donahue B, Tarinelli D, Dalsky G, and Fulkerson J.** Biomechanical evaluation of soft tissue interference screw in the tendon ACL graft fixation. *Trans Orthop Res Soc* 284, 1999.
169. **Miyasaka K, Daniel D, Stone M, and Hirshman P.** The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 4: 3-8, 1991.

170. **Miyata K, Kazunori Y, Kondo E, Nakano H, Kimura T, and Hara N.** Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. *J Orthop Sci* 5: 585-592, 2000.
171. **Morrison J.** Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Biomed Eng* 4: 164, 1968.
172. **Morrison J.** Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 4: 573-580, 1969.
173. **Morrison J.** The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3: 51-61, 1970.
174. **Myers P, Logan M, Stokes A, Boyd K, and Watts M.** Bioabsorbable versus titanium interference screws with hamstring autograft in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized trial with 2-year follow-up. *Arthroscopy* 24: 817-823, 2008.
175. **Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, and Fulkerson JP.** Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med* 29: 67-71, 2001.
176. **Nakano H, Yasuda K, Tohyama H, Yamanaka M, Wada T, and Kaneda K.** Interference screw fixation of doubled flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction - biomechanical evaluation with cyclic elongation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 188-195., 2000.
177. **Natri A, Jarvinen M, Kannus P, Niittymäki S, Aarnio J, and Lindholm TS.** Changing injury pattern of acute anterior cruciate ligament tears treated at Tampere University Hospital in the 1980s. *Scand J Med Sci Sports* 5: 100-104., 1995.
178. **Noyes F, and Barber-Westin D.** Revision anterior cruciate ligament surgery: Experiences from Cincinnati. *Clin Orthop* 325: 116-129, 1996.
179. **Noyes F, Butler D, and Grood E.** Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg* 66A: 344-352, 1984.
180. **Noyes F, and Grood E.** The strength of the anterior cruciate ligament in human and rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg* 58A: 1074-1082, 1976.
181. **Noyes F, Mangine R, and Barber S.** Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 15: 149-160, 1987.
182. **Noyes F, Mocar P, and Matthews D.** The symptomatic anterior cruciate deficient knee. Part I: The long term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg* 65 A: 154-162, 1983.
183. **Nurmi J, Järvinen T, Kannus P, Sievänen H, Toukosalo J, and Järvinen M.** Compaction versus Extraction Drilling for Fixation of the Hamstring tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 30: 167-173, 2002.
184. **O'Neill D.** Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament: A prospective randomized analysis of three techniques. *J Bone Joint Surg* 78A: 803-813, 1996.
185. **Obwegeser JA.** Bioconvertible screws made of allogenic cortical bone for osteosynthesis following sagittal split ramus osteotomy without postoperative immobilisation. *J Craniomaxillofac Surg* 22: 63-75, 1994.
186. **Paessler HH, and Mastrokalos DS.** Anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis tendons, bone patellar tendon, or quadriceps tendon-graft with press-fit fixation without hardware. A new and innovative procedure. *Orthop Clin North Am* 34: 49-64, 2003.
187. **Paessler N, Deneke J, and Dahners L.** Augmented repair and early mobilization of acute anterior cruciate ligament injuries. *spme* 20: 667-674, 1992.
188. **Papachristou G, Kalliakmanis A, Papachristou K, Magnissalis E, Sourlas J, and Plessas S.** Comparison of fixation methods of double-bundle double-tibial

- tunnel ACL reconstruction and double-bundle single-tunnel technique. *Int Orthop* 32: 483-488, 2008.
189. **Papageorgiou CD, Kostopoulos VK, Moebius UG, Petropoulou KA, Georgoulis AD, and Soucacos PN.** Patellar fractures associated with medial-third bone-patellar tendon-bone autograft ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 151-154, 2001.
  190. **Paschal SO, Seemann MD, Ashman RB, Allard RN, and Montgomery JB.** Interference fixation versus postfixation of bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. A biomechanical comparative study in porcine knees. *Clin Orthop* 281-287., 1994.
  191. **Paulos L, Franco E, and Rosenberg T.** Comparative material properties of allograft tissues for ligament replacement. Effect of type, age, sterilization and preservation. *Trans Orthop Res Soc* 13: 129, 1987.
  192. **Paulos L, and Stern J.** Rehabilitation after anterior cruciate ligament surgery. In: *The anterior cruciate ligament Current and Future Concepts*, edited by Jackson D, Arnoczky S, Woo S, and Frank C. New York: Raven Press, 1993, p. 381-395.
  193. **Pena G, Brown, Aune, Engebretsen.** Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. *The American Journal of Sports Medicine* 24: 329-334, 1996.
  194. **Pierz K, Baltz M, and Fulkerson J.** The effect of Kurosaka screw divergence on the holding strength of bone- tendon-bone grafts. *spme* 23: 332-335., 1995.
  195. **Piva SR, Childs JD, Klucinec BM, Irrgang JJ, Almeida GJ, and Fitzgerald GK.** Patella fracture during rehabilitation after bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther* 39: 278-286, 2009.
  196. **Poigenfürst J, Leixnering M, and Ben Mokhtar m.** Lokalkomplikationen nach Implantation von Biorod. *Akt Traumatol* 20: 157-159, 1990.
  197. **Pomeroy G, Baltz M, Pierz K, Nowak M, Post W, and Fulkerson JP.** The effects of bone plug length and screw diameter on the holding strength of bone-tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 14: 148-152., 1998.
  198. **Prodromos CC, Han YS, Keller BL, and Bolyard RJ.** Stability results of hamstring anterior cruciate ligament reconstruction at 2- to 8-year follow-up. *Arthroscopy* 21: 138-146, 2005.
  199. **Reilly D, and Burstein A.** The mechanical properties of cortical bone. *J Bone Joint Surg* 56-A: 1001-1022, 1974.
  200. **Reilly DT, and Burstein AH.** Review article. The mechanical properties of cortical bone. *J Bone Joint Surg Am* 56: 1001-1022, 1974.
  201. **Rincon L, Schatzmann L, Brunner P, Stäubli H, Fergusson C, Oxland T, and Nolte L.** Design and evaluation of a cryogenic soft tissue fixation device load tolerances and thermal aspects. *J Biomech* 34: 393-397, 2001.
  202. **Rincon L, Schatzmann L, Brunner P, Staubli HU, Ferguson SJ, Oxland TR, and Nolte LP.** Design and evaluation of a cryogenic soft tissue fixation device -- load tolerances and thermal aspects. *J Biomech* 34: 393-397, 2001.
  203. **Rogers G, Milthorpe B, Muratore A, and Schindlhelm K.** Measurement of the mechanical properties of the bovine anterior cruciate ligament bone-ligament-bone complex: A basis for prosthetic evaluation. *Biomaterials* 11: 89-96, 1990.
  204. **Rosenberg T, Franklin J, Baldwin G, and Nelson K.** Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 20: 519-525, 1992.
  205. **Rowden N, Sher D, and Rogers G.** Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autograft in young fresh cadavers. *spme* 25: 472-478, 1997.

206. **Rupp S, Krauss PW, and Fritsch EW.** Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* 13: 61-65., 1997.
207. **Rupp S, Seil R, Krauss PW, and Kohn DM.** Cortical versus cancellous interference fixation for bone-patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 14: 484-488., 1998.
208. **Rupp S, Seil R, Schneider A, and Kohn D.** Ligamen graft initial fixation strength using biodegradable interference screws. 70-74, 1999.
209. **Safran M.** Graft Selection in knee surgery [current concepts]. *Am J Knee Surg* 8: 168-180, 1995.
210. **Safran M, and Harner C.** Technical considerations of revision anterior cruciate surgery. *Clin Orthop* 325: 50-65, 1996.
211. **Satku K, Kumar V, and Ngoi S.** Anterior cruciate ligament injuries. *J Bone Joint Surg* 68-B: 458-461, 1986.
212. **Schamhardt HC, and Hartman W.** Automatic zero strain compensation of in vivo bone strain recordings. *J Biomech* 15: 621-623, 1982.
213. **Schiebler T.** *Histologie.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1996.
214. **Schwieb V.** Osteosynthese von Unterschenkelbrüchen mit knöchernen Schrauben. *Mitschr Unfallheilkunde* 61: 234-239, 1958.
215. **Schwieb V.** Übersicht zu den Problemen der Osteosynthese, der Knochenneubildung und der Knochenverpflanzung. *Der Chirurg* 31: 220-236, 1960.
216. **Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, and Kohn DM.** Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *spme* 26: 815-819., 1998.
217. **Seireg A, and Kempke W.** Behaviour of in vivo bone under cyclic loading. *J Biomech* 2: 455-461, 1969.
218. **Shafer BL, and Simonian PT.** Broken poly-L-lactic acid interference screw after ligament reconstruction. *Arthroscopy* 18: E35, 2002.
219. **Shapiro J, Postak P, Cohn B, and Parker R.** The biomechanical effects of geometric configuration of bone-tendon-bone autografts in anterior cruciate ligament reconstruction. In: *37th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society* 1991, p. 590.
220. **Shapiro JD, Jackson DW, Aberman HM, Lee TQ, and Simon TM.** Comparison of pullout strength for seven- and nine-millimeter diameter interference screw size as used in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 11: 596-599., 1995.
221. **Sharma V, Curtis C, and Micheli L.** Extra-articular extraosseous migration of a bioabsorbable femoral interference screw after ACL reconstruction. *Orthopedics* 31: 2008.
222. **Shelbourne K, and Gray T.** Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two to nine year follow up. *spme* 25: 786-795, 1997.
223. **Shelbourne K, Klootwyk T, and Wilckens J.** Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation. *spme* 23: 575-579, 1995.
224. **Shelbourne K, and Nitz P.** Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *spme* 18: 292-299, 1990.
225. **Shelbourne K, and Wilckens J.** Current concepts in anterior cruciate ligament rehabilitation. *Orthop Rev* 19: 957-964, 1990.
226. **Shelbourne K, and Wilckens J.** Intraarticular anterior cruciate ligament reconstruction in the symptomatic arthritic knee. *spme* 21: 685-688, 1993.

227. **Shellock FG, Mink JH, Curtin S, and Friedman MJ.** MR imaging and metallic implants for anterior cruciate ligament reconstruction: assessment of ferromagnetism and artifact. *J Magn Reson Imaging* 2: 225-228., 1992.
228. **Shen HC, Chang JH, Lee CH, Shen PH, Yeh TT, Wu CC, and Kuo CL.** Biomechanical Comparison of Cross-pin and Endobutton-CL Femoral Fixation of a Flexor Tendon Graft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction-a Porcine Femur-Graft-Tibia Complex Study. *J Surg Res* 2009.
229. **Sinisaari I, Patiala H, Bostman O, Makela EA, Hirvensalo E, Partio EK, Tormala P, and Rokkanen P.** Metallic or absorbable implants for ankle fractures: a comparative study of infections in 3,111 cases. *Acta Orthop Scand* 67: 16-18., 1996.
230. **Smith J.** Age changes in the organic fraction of bone. *J Bone Joint Surg* 45-B: 761-769, 1963.
231. **Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, and Kohl HW, 3rd.** Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. *spme* 27: 778-783., 1999.
232. **Stähelin A, Weiler A, and Rüftnacht H.** Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: A report of sic casese. *Arthroscopy* 13: 238-244, 1997.
233. **Stapleton TR, Waldrop JI, Ruder CR, Parrish TA, and Kuivila TE.** Graft fixation strength with arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Two-incision rear entry technique compared with one- incision technique. *spme* 26: 442-445., 1998.
234. **Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Jr., and Hayes WC.** Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *spme* 22: 240-246; discussion 246-247., 1994.
235. **Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Jr., and Hayes WC.** Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 22: 240-246; discussion 246-247, 1994.
236. **Strobel MJ, and Schulz MS.** [Anterior cruciate ligament reconstruction with the semitendinosus-gracilis tendon transplant]. *Orthopade* 31: 758-769, 2002.
237. **Südkamp N, and Haas N.** Neue Wege in der Kreuzbandchirurgie. *Chirurg* 71: 1024-1033, 2000.
238. **Tecklenburg K, Burkart P, Hoser C, Rieger M, and Fink C.** Prospective evaluation of patellar tendon graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction comparing composite bioabsorbable and allograft interference screws. *Arthroscopy* 22: 993-999, 2006.
239. **Therin M, Chambat P, Fayar J, and Christel P.** In vivo evaluation of bioabsorbable interference screws (98% PLLA, 2% PDLLA) in sheep. In: *ESSKA*. Budapest, Ungarn: 1996.
240. **Thietje R, Faschingbauer M, and Nurnberg HJ.** [Spontaneous fracture of the tibia after replacement of the anterior cruciate ligament with absorbable interference screws. A case report and review of the literature]. *Unfallchirurg* 103: 594-596, 2000.
241. **To JT, Howell SM, and Hull ML.** Contributions of femoral fixation methods to the stiffness of anterior cruciate ligament replacements at implantation. *Arthroscopy* 15: 379-387., 1999.
242. **Triesmann HW, Jr., and Mosure JC.** The impact of magnetic resonance imaging of the knee on surgical decision making. *Arthroscopy* 12: 550-555., 1996.
243. **van Trommel MF, Potter HG, Ernberg LA, Simonian PT, and Wickiewicz TL.** The use of noncontrast magnetic resonance imaging in evaluating meniscal repair: comparison with conventional arthrography. *Arthroscopy* 14: 2-8., 1998.
244. **Ventura C, Wolchok J, and Hull M.** An implantable transducer for measuring tension in an anterior cruciate ligament graft. *J Biomech Eng* 120: 327-333, 1998.

245. **Walsh W, and Guzelsu N.** Compressive properties of cortical bone: mineral organic interfacial bonding. *Biomaterials* 15: 137-145, 1994.
246. **Webster KE, Feller JA, and Hameister KA.** Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 86-91, 2001.
247. **Weiler A, Helling H-J, and Kirch U.** Foreign body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation. Experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg* 78B: 369-376, 1996.
248. **Weiler A, Hoffmann RF, Stahelin AC, Bail HJ, Siepe CJ, and Sudkamp NP.** Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy* 14: 29-37., 1998.
249. **Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Sudkamp NP, and Hoffmann RF.** Tendon healing in a bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18: 113-123, 2002.
250. **Weiler W, Raschke, Laumeyer, Hoffmann.** Biodegradable interference screw fixation exhibits pull-out force and stiffness similar to titanium screws. *The American Journal of Sports Medicine* 26: 119-128, 1998.
251. **Weiss J, and Paulos L.** Mechanical Testing of Ligament Fixation Devices. *Techniques Orthop* 14: 14-21, 1999.
252. **Weninger P, Zifko B, Liska M, Spitaler R, Pelinka H, and Hertz H.** Anterior cruciate ligament reconstruction using autografts and double biodegradable femoral cross-pin fixation: functional, radiographic and MRI outcome after 2-year minimum follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16: 988-995, 2008.
253. **Werner A, Wild A, Ilg A, and Krauspe R.** Secondary intra-articular dislocation of a broken bioabsorbable interference screw after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10: 30-32, 2002.
254. **Wilcox JF, Gross JA, Sibel R, Backs RA, and Kaeding CC.** Anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons and cross-pin femoral fixation compared with patellar tendon autografts. *Arthroscopy* 21: 1186-1192, 2005.
255. **Williams G.** Experiences with boiled cadaveric bone for fractures of long bones. *J Bone Joint Surg* B: 398-403, 1964.
256. **Wilson W, Zafuta M, and Zobitz M.** A Biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *spme* 27: 202-207, 1999.
257. **Woo S-Y, Hollis J, and Adams D.** Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *The American Journal of Sports Medicine* 19 "1/\_"%, 1991.
258. **Woo SL, Wu C, Dede O, Vercillo F, and Noorani S.** Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 1: 2, 2006.
259. **Wright RW, Preston E, Fleming BC, Amendola A, Andrish JT, Bergfeld JA, Dunn WR, Kaeding C, Kuhn JE, Marx RG, McCarty EC, Parker RC, Spindler KP, Wolcott M, Wolf BR, and Williams GN.** A systematic review of anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation: part I: continuous passive motion, early weight bearing, postoperative bracing, and home-based rehabilitation. *J Knee Surg* 21: 217-224, 2008.
260. **Wright RW, Preston E, Fleming BC, Amendola A, Andrish JT, Bergfeld JA, Dunn WR, Kaeding C, Kuhn JE, Marx RG, McCarty EC, Parker RC, Spindler KP, Wolcott M, Wolf BR, and Williams GN.** A systematic review of anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation: part II: open versus closed kinetic chain exercises, neuromuscular electrical stimulation, accelerated rehabilitation, and miscellaneous topics. *J Knee Surg* 21: 225-234, 2008.



261. **Xerogeanes J, Takeda Y, Ishibashi Y, Kim H-S, and Carlin G.** Functional evaluation of various animal model for the human ACL. *Trans Ors* 20: 93, 1995.
262. **Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, and Wada T.** The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *spme* 27: 772-777., 1999.
263. **Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, and Wada T.** The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 27: 772-777, 1999.
264. **Yasuda K, Tsujino J, and Tanabe Y.** Effects of initial graft tension on clinical outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: Autogenous doubled hamstring tendons connected in series with polyester tapes. *spme* 25: 99-106, 1997.
265. **Yoshiya S, Adrish J, and Manley M.** Graft tension in anterior cruciate ligament reconstruction. An in vivo studyn in dogs. *spme* 15: 464-470, 1987.
266. **Zaborsky Z.** Use of homoplastic bone screw in the treatment of pseudoarthrosis. *Symp Biol Hung* 7: 1967.

**Akademischen Lehrer:**

Ackermann, Bramann, Duzicka, Ernst, Gabbert, Ganzer, Garde, Grabensee, Grifka, Hadding, Hartwig, Helmich, Janse, Krämer, Lenard, Mau, Moschinski, Otten, Röher, Siebert, Schadewaldt, Schneider, Schrör, Schultz, Steingrüber, Sundmacher, Tarnow, Tress, Wulff

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Leo Gotzen für die Vergabe des interessanten Themas und die Unterstützung während der Entstehung der Arbeit. Gleichzeitig gilt mein besonderer Dank Herrn PD Dr. Christian Bahrs und Herrn Prof. Dr. Michael Schnabel, die mich in der endgültigen Fertigstellung der Arbeit unterstützt und ermutigt haben.

Weiterhin möchte ich meinen Eltern danken, die mir auf dem langen Weg meiner Ausbildung immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

Mein ganz spezieller Dank gilt meiner Frau Denice, die in all den Jahren mich immer wieder angetrieben hat, einen nicht ganz einfachen Prozess bis zum Ende zu gehen.